



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
CARRERA DE FÍSICA

**“DIFERENCIAS ENTRE LAS CONFIGURACIONES TÉCNICAS
DE TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PET) Y
MAMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PEM) PARA
EL DIAGNÓSTICO DEL CÁNCER DE MAMA”**

Trabajo de Titulación

Tipo: Proyecto Integrador

Presentado para optar el grado académico de:

BIOFÍSICA

AUTORA: ESTEFANIA KATHERINE FREIRE NAVAS

DIRECTORA: Biof. VILMA NOHEMÍ YANCHAPANTA BASTIDAS, Mgs

Riobamba – Ecuador

2021

© 2021, **Estefania Katherine Freire Navas**

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho del Autor.

Yo, Estefania Katherine Freire Navas, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autora asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 27 de agosto de 2021

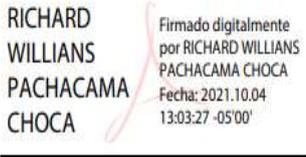


Estefania Katherine Freire Navas

1804447835

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
CARRERA DE FÍSICA

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El Trabajo de Titulación; Tipo: Proyecto Integrador, “**DIFERENCIAS ENTRE LAS CONFIGURACIONES TÉCNICAS DE TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PET) Y MAMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PEM) PARA EL DIAGNÓSTICO DEL CÁNCER DE MAMA**”, realizado por la señorita: **ESTEFANIA KATHERINE FREIRE NAVAS**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Trabajo de Titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
<p>Biof. Miguel Ángel Sáez Paguay, MSc</p> <p>PRESIDENTE DEL TRIBUNAL</p>	 <p>MIGUEL ANGEL SAEZ PAGUAY</p>	<p>2021-08-27</p>
<p>Biof. Vilma Nohemí Yanchapanta Bastidas, Mgs</p> <p>DIRECTORA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN</p>	 <p>VILMA NOHEMI YANCHAPANTA BASTIDAS</p>	<p>2021-08-27</p>
<p>Dr. Richard Willians Pachacama Choca</p> <p>MIEMBRO DEL TRIBUNAL</p>	 <p>RICHARD WILLIANS PACHACAMA CHOCA</p>	<p>2021-08-27</p>

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo de titulación con mucho esmero y dedicación a Dios, a mis queridos padres Sixto Freire Plaza y Emérita Navas Ayala, a mi madre de corazón Ligia Navas y también a mi hermanito José Freire Navas; son el pilar fundamental de mi vida, infinita gratitud por su apoyo primordial, sus consejos y sabiduría me motivan cada día para lograr cumplir con todos mis sueños y metas.

Estefania

AGRADECIMIENTO

Agradezco el presente trabajo de titulación a Dios por darme sabiduría y fortaleza para culminar con éxito un peldaño más de la preparación académica y profesional.

A mis padres, por ser mi ejemplo y apoyo en todo momento, por haberme inculcado buenos valores y más que unos excelentes padres han sido mis mejores amigos, siempre me han demostrado confianza, honestidad y guía por el camino del bien.

A mi hermanito, por brindarme su apoyo incondicional durante este proceso y siempre acompañarme en todo momento.

A mis tíos Rodolfo y Erlinda por acogerme en su hogar durante mi preparación académica, lograr que no me sienta sola en una provincia fuera de mi hogar y hacerme sentir como una hija.

A mis estimados amigos y demás profesionales que constituyeron un pilar fundamental, gracias por poder proporcionarme sus conocimientos para desarrollo de este proyecto integrador.

Mi profundo agradecimiento a la ESPOCH y a todos los docentes que me han formado durante el desarrollo de la preparación profesional, especialmente a mi Tutora Biof. Vilmita Yanchapanta y al Dr. Richard Pachacama por su enseñanza y predisposición mediante la elaboración y culminación de este trabajo de titulación.

Estefania

TABLA DE CONTENIDOS

ÍNDICE DE TABLAS.....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xi
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xii
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	xiii
RESUMEN.....	xiv
SUMMARY/ABSTRACT.....	xv
INTRODUCCIÓN.....	1

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL.....	2
1.1. Antecedentes.....	2
1.2. Planteamiento del problema.....	4
1.3. Justificación.....	5
1.4. Objetivos.....	6
1.4.1. <i>Objetivo General</i>	6
1.4.2. <i>Objetivos Específicos</i>	6
1.5. Marco Teórico.....	7
1.5.1. <i>Bases Teóricas</i>	7
1.5.1.1. <i>Cáncer</i>	7
1.5.1.2. <i>Cáncer de mama</i>	7
1.5.1.3. <i>Base Biomolecular</i>	7
1.5.1.4. <i>Base Física</i>	8
1.5.1.5. <i>Configuraciones técnicas y físicas</i>	10
1.5.1.6. <i>Estudio de imagen médica</i>	20
1.5.1.7. <i>Hipoxia en tumores cancerígenos</i>	21
1.5.1.8. <i>Análisis de texturas de imágenes</i>	21
1.5.1.9. <i>Métodos para la obtención de análisis de texturas</i>	22
1.5.2. <i>Bases Conceptuales</i>	23
1.5.2.1. <i>PET</i>	23
1.5.2.2. <i>PET/CT</i>	24
1.5.2.3. <i>PEM</i>	24
1.5.2.4. <i>18F-FLUDESOXIGLUCOSA (18F-FDG)</i>	24
1.5.3. <i>Bases Legales</i>	24

1.5.3.1.	<i>Marco Legal</i>	25
----------	--------------------------	----

CAPÍTULO II

2.	MARCO METODOLÓGICO	26
2.1.	Tipo de Investigación	26
2.2.	Diseño de la Investigación	26
2.2.1.	<i>Base de datos</i>	28
2.2.2.	<i>Procesamiento de las imágenes</i>	28
2.2.3.	<i>Procesamiento y análisis de las imágenes</i>	28
2.2.3.1.	<i>Segmentación de las lesiones</i>	28
2.2.3.2.	<i>Análisis de texturas</i>	29
2.2.3.3.	<i>Reducción de la dimensionalidad de los datos</i>	29
2.2.3.4.	<i>Clasificación de los datos</i>	29
2.2.4.	<i>Diseño del clasificador</i>	30
2.2.5.	<i>Descripción de la interfaz gráfica del usuario GUIDE</i>	31
2.3.	Diseño Preexperimental	33
2.3.1.	<i>Identificaciones variables</i>	33
2.3.2.	<i>Operacionalización de los Objetivos</i>	34
2.3.3.	<i>Operacionalización de las Variables</i>	36
2.3.4.	<i>Localización del Estudio</i>	37
2.3.5.	<i>Población de estudio</i>	37
2.3.6.	<i>Tamaño de la muestra</i>	37
2.3.7.	<i>Método de muestreo</i>	37
2.3.8.	<i>Técnicas de recolección de datos</i>	37
2.3.9.	<i>Análisis Estadístico Inferencial</i>	38

CAPÍTULO III

3.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS	39
3.1.	Análisis del funcionamiento y cuantificación de las diferencias entre las configuraciones físicas de Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) mediante el estado del arte	39
3.1.1.	<i>Discusión de resultados</i>	40
3.2.	Demostración de las ventajas y desventajas de la Tomografía por Emisión de Positrones (PET) y la Mamografía por Emisión de Positrones (PEM), con el	

propósito de conocer su utilidad en pacientes con cáncer de mama	41
3.2.1. <i>Discusión de resultados</i>	44
3.3. Determinación de la valoración de la eficacia diagnóstica y seguridad entre la Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) en la detección de cáncer de mama	44
3.3.1. <i>Discusión de resultados</i>	52
CONCLUSIONES	53
RECOMENDACIONES	54
GLOSARIO	
BIBLIOGRAFÍA	
ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1:	Dispositivos (PEM) también llamados (PET-DM)	16
Tabla 2-1:	Características en las configuraciones de (PET) y (PEM).....	20
Tabla 1-2:	Operacionalización de los objetivos	34
Tabla 2-2:	Operacionalización de las variables	36
Tabla 1-3:	Diferencias en las configuraciones Técnicas y Físicas de (PET) y (PEM)	39
Tabla 2-3:	Ventajas (PET)	41
Tabla 3-3:	Desventajas (PET).....	42
Tabla 4-3:	Ventajas (PEM)	42
Tabla 5-3:	Desventajas (PEM).....	43
Tabla 6-3:	Estructura de la matriz de confusión	50
Tabla 7-3:	Tabulación para la comparación de métricas	52

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1:	Esquema de la física de la desintegración β^+ y aniquilación del positrón.....	9
Figura 2-1:	Ilustración de la detección de coincidencias en un escáner PET.....	10
Figura 3-1:	Equipo (PET).....	11
Figura 4-1:	Funcionamiento de un tomógrafo (PET).	12
Figura 5-1:	Representación de los ejes en un (PET) de anillo completo.....	13
Figura 6-1:	Disposición geométrica de cristales y grupos de sistemas electrónicos de detección (fototubos) con diferentes tipos de sistemas: a) doble cabezal, b) anillos parciales, c) hexagonal, d) anillo completo.	14
Figura 7-1:	Estructura del PEM Flex Solo II.	17
Figura 8-1:	Configuración física del (PEM) Flex Solo II.....	17
Figura 9-1:	Compresión de la mama.	18
Figura 10-1:	Resolución de los equipos a) (PEM) y b) (PET).	19
Figura 1-2:	Editor del diseño GUIDE.	31
Figura 2-2:	Modificación del GUIDE.	32
Figura 3-2:	Cuadro de la presentación del programa.	33
Figura 1-3:	Selección de los casos posibles de análisis en Excel.....	45
Figura 2-3:	Desarrollo del algoritmo matemático en Matlab.	45
Figura 3-3:	Segmentación de las lesiones de los tumores discernibles y no discernibles por RadiAnt DICOM Viewer para (PET).....	46
Figura 4-3:	Segmentación de las lesiones de los tumores discernibles y no discernibles por RadiAnt DICOM Viewer para (PEM).....	46
Figura 5-3:	Segmentación de las lesiones de los tumores discernibles y no discernibles por ITK-SNAP para (PET).	47
Figura 6-3:	Segmentación de las lesiones de los tumores discernibles y no discernibles por ITK-SNAP para (PEM).	47
Figura 7-3:	Representación de la matriz de correlación cruzada en un mapa de calor utilizando HeatMap.m.	48
Figura 8-3:	Mapa de calor tras aplicar la Clustergram.m.	49
Figura 9-3:	Ejemplos de curvas ROC.....	51
Figura 10-3:	Valor diagnóstico de las curvas ROC.....	51

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-2: Diseño de la Investigación.....	27
---	----

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: MUESTRA EL CÓDIGO GENERADO EN MATLAB

ANEXO B: MUESTRA DE LA IMAGEN MÉDICA DE TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PET)

ANEXO C: MUESTRA DE LA IMAGEN MÉDICA DE MAMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PEM)

ANEXO D: INTERFAZ GRÁFICA (GUIDE)

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

PET	Tomografía por emisión de positrones
PET/CT	Tomografía por emisión de positrones combinada con tomografía computarizada
PEM	Mamografía por emisión de positrones
PET/DM	Tomografía por emisión de positrones dedicada a la mama
RM	Resonancia magnética o también abreviada IRM
POE	Personal ocupacionalmente expuesto
¹⁸F-FDG	2- [¹⁸ F]-flúor-2-desoxi- D-glucosa (¹⁸ FDG)
ARCAL	Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción y Tecnología Nucleares en América Latina
OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
VP	Verdaderos positivos
VN	Verdaderos negativos
FN	Falsos negativos
FP	Falsos positivos
AUC	Área bajo la curva
VPR	Razón de verdaderos positivos
FPR	Razón de falsos positivos

RESUMEN

El presente trabajo de titulación tuvo como objetivo diferenciar las configuraciones técnicas de tomografía por emisión de positrones (PET) y mamografía por emisión de positrones (PEM). Se diferenció la mejor tecnología a la hora del diagnóstico, además se desarrolló un lenguaje de programación en Matlab; este algoritmo analiza las texturas de imágenes médicas DICOM, específicas de mama, las cuales procedieron a ser seleccionadas y corregistradas. Se efectuó una segmentación anatómica de lesiones de tumores discernibles y no discernibles, dichas imágenes segmentadas fueron introducidas al código desarrollado en donde se analizó las texturas basadas en diferentes métodos, para implementar una mejor estimación de la dimensionalidad de datos. Se validó el código de clasificación de análisis de texturas y se determinó la valoración de eficacia y seguridad diagnóstica entre (PET) y (PEM), en la detección de cáncer de mama y por medio la interfaz gráfica de usuario GUIDE, se mejoró el discernimiento del código implementado mediante la ejecución del programa. Se concluye que la (PEM) es la tecnología más útil para el diagnóstico de cáncer de mama, debido a que su exactitud, precisión y sensibilidad están en un rango de (92% a 94%), mientras que para la tecnología (PET), se encuentra con un rango de (83% a 86%); la tasa de error es de (15%) para (PEM) y para (PET) es de (35%), también se identifica que la Curva ROC del índice del área bajo la curva (AUC), está con una diferencia del (12%), la cual considera de un alto valor diagnóstico que testifica notablemente un índice alto de la eficacia y seguridad diagnóstica, por lo que predice con mayor minuciosidad la respuesta al tratamiento.

Palabras clave: <CÁNCER DE MAMA>, <CONFIGURACIONES TÉCNICAS>, <TOMOGRFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PET)>, <MAMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PEM)>, <DIAGNÓSTICO>, <ANÁLISIS DE TEXTURAS DE IMÁGENES>, <MATLAB>, <EFICACIA DIAGNÓSTICA >.

LEONARDO
FABIO MEDINA
NUSTE

Firmado digitalmente
por LEONARDO FABIO
MEDINA NUSTE
Fecha: 2021.10.13
17:04:34 -05'00'



1485-DBRA-UTP-2021

SUMMARY/ABSTRACT

The aim of this qualification work was to differentiate the technical configurations of positron emission tomography (PET) and positron emission mammography (PEM). The best technology for diagnosis was differentiated and a programming language was developed in Matlab; this algorithm analyses the textures of DICOM medical images, specific to breast, which were then selected and coregistered. An anatomical segmentation of discernible and non-discernible tumour lesions was performed, these segmented images were introduced into the developed code where the textures were analysed based on different methods, to implement a better estimation of data dimensionality. The texture analysis classification code was validated and the efficacy and safety assessment was determined. The diagnostic efficacy and safety assessment between (PET) and (PEM) in the detection of breast cancer and by means of the GUIDE graphical user interface, improved the discernment of the implemented code through the execution of the programme. It is concluded that (PEM) is the most useful technology for breast cancer diagnosis, due to the fact that its accuracy, precision and sensitivity are in the range of (92% to 94%), while for (PET) technology, it is in the range of (83% to 86%); the error rate is (15%) for (PEM) and for (PET) is (35%), it is also identified that the ROC Curve of the Area Under the Curve (AUC) index is (35%), is with a difference of (12%), which is considered to be of high diagnostic value that testifies to a notably high index of diagnostic efficacy and safety,, thus predicting more accurately the response to treatment.

Keywords: <BREAST CANCER>, <CONFIGURATION TECHNIQUES>, <POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY (PET)>, <POSITRON EMISSION MAMMOGRAPHY (PEM)>, <DIAGNOSTICS>, <TEXTURE ANALYSIS IMAGING>, <MATLAB>, <DIAGNOSTIC EFFICACY>.

INTRODUCCIÓN

Al rededor del mundo, el cáncer de mama es la neoplasia más común en mujeres, convirtiéndose en la primera a nivel entre los países desarrollados y subdesarrollados. La tasa de mortalidad por esta enfermedad ha crecido significativamente en la última década, por lo que ha sido necesario buscar avances técnicos y tecnológicos para el diagnóstico preventivo, que permita el tratamiento eficiente y oportuno en las lesiones que se presentan en las etapas tempranas.

El presente proyecto integrador se acopla perfectamente con la necesidad de evaluar la calidad de imagen de los pacientes que padecen cáncer de mama, evaluando entre las dos técnicas de imagen como: “*La Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM)*”, para establecer cuál de estas técnicas es la más adecuada, así valorar su pronto diagnóstico y a través de ello el Médico, el Físico Médico, el Oficial de Seguridad Radiológica y el POE, pondrán discernir la planificación temprana para el tratamiento del mismo y así evitar que esta llegue a situaciones críticas que pueden terminar con la muerte del paciente.

Con lo expuesto anteriormente en el presente proyecto se realizará un estudio teórico y pre-experimental, dado que la investigación se basa principalmente en la diferenciación entre las configuraciones técnicas de Tomografía por emisión de positrones y Mamografía por emisión de positrones, la cual consta de tres capítulos que se detallan a continuación.

En el capítulo I, se realiza un detalle del marco teórico referencial, en ello se establecen los antecedentes, el planteamiento del problema, la justificación y los objetivos propuestos para alcanzar el desarrollo del trabajo, además se detalla una minuciosa descripción que consta de las bases teóricas, bases referenciales y bases legales que sustentan los conceptos fundamentales para una mejor comprensión de Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) para el diagnóstico del cáncer de mama.

En el capítulo II, se plantea el marco metodológico, señalando el tipo y diseño de investigación, realizando una breve explicación del proceso a seguir, la operacionalización de los objetivos, operacionalización de las variables, localización del estudio y la manera en la que se realiza las técnicas para el análisis matemático en la implementación del código en Matlab.

En el capítulo III, se detallan los resultados obtenidos, se especifica el procedimiento utilizado para el código generado de la valoración de la eficacia diagnóstica y seguridad focalizada el análisis de texturas de imágenes el cual muestra la diferenciación de las configuraciones técnicas de las tecnologías de (PET) y (PEM) y los resultados obtenidos de los demás objetivos planteados. Finalmente se redactan las conclusiones y recomendaciones, las mismas que guardan relación a los objetivos propuestos, se detalla la bibliografía utilizada para su desarrollo.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes

La Tomografía por emisión de positrones (PET) han desarrollado scanner a partir del año 1990 con excelente resolución para imágenes de mama, que son conocidos como mastógrafos por emisión de positrones o equipos (PEM) los cuales son administrados mediante radiotrazadores de forma intravenosa, lo que permite obtener imágenes donde se puede diagnosticar modalidades y de esta manera valorar el metabolismo de las lesiones en fases prematuras (Cárdenas et al., 2013: pp.4-55).

La Tomografía por emisión de positrones (PET), aparece a principios del siglo XXI, como un instrumento importante con características de diagnóstico de imágenes, dando inicio a la subespecialidad de las imágenes moleculares en la medicina nuclear; realizando adaptaciones clínicas mediante progresivas exploraciones (Fernández, 2017, p.2).

Se han desarrollado investigaciones las cuales van enfocadas en las tecnologías de Tomografía por emisión de positrones y Mamografía por emisión de positrones. Los estudios más relevantes se detallan a continuación:

En el año 2016, se encontró el artículo científico con el tema: “*Eficacia y seguridad del equipo de mamografía por emisión de positrones comparado con la Resonancia Magnética en el cáncer de mama*”, donde los autores plantean evaluar la eficacia diagnóstica y seguridad de la mamografía por emisión de positrones (PET-DM) examinada con la resonancia magnética (RM) en las detecciones de cáncer de mama de diversas situaciones: el diagnóstico del tumor primario, la evaluación de la respuesta locoregional y demás. El presente artículo se localizó de entre 285 buscados, de los cuales valoran la precisión diagnóstica de la (PET-DM) con ^{18}F -FDG en cáncer de mama comparada con la (RM), este manifiesta, que la (RM) muestra valores mayores de sensibilidad y la (PET-DM) valores mayores de especificidad de los estudios realizados; determinándose pocas diferencias estadísticas significativas de todos los casos (Campos y Tabuenca, 2016: p.9).

En el mismo año se publica el artículo titulado: “*Tomografía por emisión de positrones/tomografía computada en tumores mamarios*”, en el cual determinó que la tomografía por emisión de positrones combinada con la tomografía computada (PET/CT), es una herramienta diagnóstica que detecta cambios a nivel molecular y morfológicos, no invasivo y útil en pacientes con cáncer de mama (Serna et al., 2016: pp.13-21).

La revista de la Federación Ecuatoriana de Radiología e Imagen, publica el artículo de revisión científica con el tema: “*Mamografía por emisión de positrones (PEM) técnica útil y especial para el diagnóstico del cáncer de mama*”, donde hacen un resumen de la técnica de (PEM) y sus principales indicaciones, con lo cual se determinaron que la (PEM) es una herramienta altamente sensible y específica, útil para la estadificación del cáncer mamario, en aquellas pacientes programadas para cirugía conservadora (Azpeitia et al., 2018: pp.78-85).

En el año 2019 Mancebo González María, publica su tesis en ingeniería biomédica designada: “*Análisis de texturas de imágenes (PET/CT) para la caracterización, cuantificación y ayuda en el diagnóstico del cáncer de mama*”, por medio del objetivo sobre la valoración y efectividad del uso de análisis de texturas en imágenes (PET/TC) del cáncer de mama y su utilidad a modo apoyo con la decisión clínica (Mancebo, 2019, p.4).

Actualmente en Ecuador y en demás países, no se conoce con certeza si existe un estudio en marcha que desarrolle la diferenciación las configuraciones técnicas entre tomografía por emisión de positrones (PET) y mamografía por emisión de positrones (PEM) para el diagnóstico del cáncer de mama, por esta razón se impulsó a la realización de este proyecto.

1.2. Planteamiento del problema

Dentro de los varios tipos de cáncer más frecuente diagnosticado en las mujeres de grado mundial, se encuentra el cáncer de mama con mayor incidencia llegando a establecer aproximadamente de 500 mil muertes al año, determinando que el 70% de estos se produce en países en desarrollo (Cancer.Net, 2019, p.2). En el país se estipula que alrededor de 2298 casos nuevos de cáncer de mama se presentan anualmente, se ha estandarizado un promedio del $32.7 \times 100\ 000$, lo que significa que, de cada 100 000 mujeres, 33 manifiestan esta enfermedad (Laica, 2020, p.2).

La evaluación de la mama se convierte en una alternativa muy útil para desarrollar estudios moleculares y demostrar una mayor caracterización en la conducta biológica precedente a la terapia, como resultado se obtiene una personalización del tratamiento. Cerca del 10 al 15% de los cánceres no son detectados por métodos de cribado convencionales, por lo que se utiliza complementariamente el ultrasonido y en algunos casos la resonancia magnética (Azpeitia et al., 2016: pp.78-85).

Se ha introducido la tomografía con emisores de positrones (PET) que ha demostrado utilidad en el campo oncológico en una variada gama de tumores con impacto en costo-efectividad y manejo del paciente que evalúa el hipermetabolismo glucídico tumoral, por otro lado, la mamografía por emisión de positrones (PEM) es una modalidad de alta especificidad y sensibilidad para diagnosticar el carcinoma mamario ductal como agente invasor, la naturaleza biomolecular y la resolución espacial que permiten detectar cánceres más pequeños en etapas tempranas de forma previa a la neovascularización (Martínez et al., 2018: pp.21-26).

1.3. Justificación

Se ha considerado al cáncer de mama como una de las patologías de mayor tasa e índice morbimortalidad en el mundo entero, se ha desarrollado nuevas tecnologías con ellas se observan imágenes mamográficas que muestran un diagnóstico presuntivo de cáncer relacionado a: nódulos, calcificaciones, microcalcificaciones y distorsiones o espículas de tejido fibroso que se pueden relacionar con radioisótopos, para monitorizar y predecir la respuesta clínica a terapias individualizadas u hormonales.

Con ello se ha introducido nuevas tecnologías imagenológicas como él (PET) y (PEM) las cuales permiten optimizar la exactitud de la evaluación de manera más temprana y precisa. Los cambios anatómicos y metabólicos que la imagen convencional anatómica en cuanto a su mayor resolución espacial, con ello se obtiene mayor exactitud en el tratamiento mediante el diagnóstico.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Diferenciar las configuraciones técnicas entre tomografía por emisión de positrones (PET) y mamografía por emisión de positrones (PEM) para el diagnóstico del cáncer de mama.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Comprender el funcionamiento y la configuración física de la Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) mediante el estado del arte.
- Determinar las ventajas y desventajas de la Tomografía por Emisión de Positrones (PET) y la Mamografía por Emisión de Positrones (PEM), con el propósito de conocer su utilidad en pacientes con cáncer de mama.
- Valorar la eficacia y seguridad diagnóstica entre la Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) en la detección de cáncer de mama mediante el análisis de texturas de imágenes utilizando Matlab.

1.5. Marco Teórico

1.5.1. Bases Teóricas

1.5.1.1. Cáncer

Una de las causas de la aparición del cáncer se da por el crecimiento y diseminación incontrolados de las células, en cualquier parte del cuerpo humano. Este tumor invade el tejido circundante y provocando metástasis en diferentes órganos (Organización Mundial de la Salud, 2021, p.1).

1.5.1.2. Cáncer de mama

Según la División de Prevención y Control del Cáncer, Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades (2020), define: “*El cáncer de mama es un padecimiento por la cual las células de esta glándula se multiplican sin control, presentándose diferentes sintomatologías cuando se vuelven cancerosas en distintas partes de la estructura mamaria*”.

Las glándulas mamarias se encuentran estructuradas de tres partes principales: conductos, lobulillos y tejido conectivo (conformado por tejido fibroso y adiposo). Los canales son los que trasladan la leche al pezón; en tanto que en los lobulillos se produce la leche, finalmente el tejido rodea y sostiene todos los segmentos de este órgano. Siendo en los lobulillos o en los conductos donde se presenta con mayor frecuencia este tipo de neoplasia y pudiendo también diseminarse en los vasos sanguíneos y linfáticos que están fuera de la mama (División de Prevención y Control del Cáncer, Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades, 2020, p.2). Cuando el cáncer de mama se esparce a otras partes del cuerpo desencadena en metástasis.

1.5.1.3. Base Biomolecular

Las células diana para radiotrazadores son realizadas intencionalmente a través de la fisiopatología como parte de la imagen molecular, se utilizan moléculas transportadoras porque se pueden incorporar fácilmente al metabolismo celular por las presentes vías fisiológicas (Azpeitia et al., 2016: pp.78-75).

Las particularidades anómalas que presentan las células tumorales demuestran las siguientes cualidades: la proliferación celular, hipoxia, patrones de perfusión y mayor utilización de la glucosa. Las imágenes moleculares se encargan de visualizar las moléculas específicas como las proteasas y las proteínas quinasas, además de aquellos los procesos biológicos: la angiogénesis, apoptosis y metástasis, que son los que intervienen directamente en el comportamiento del tumor

en respuesta al tratamiento. Es posible evaluar cuando se toma en cuenta estas anomalías o anomalías en la acumulación de la glucosa marcada con (18F- FDG), que se encuentra en el interior de las células cancerosas (Alcantara et al., 2014: pp.1- 11).

La (PET) estudia, visualiza y cuantifica los múltiples procesos bioquímicos y fisiológicos tales como el metabolismo energético, la regulación de síntesis proteica, la proliferación celular, la actividad enzimática, la tasa de consumo de oxígeno, el metabolismo beta-oxidativo, el pH intracelular, el flujo sanguíneo, la transmisión de señales e incluso la expresión génica y su regulación, entre otros (Alcantara y Pernia Leal, 2014: p.78). El fundamento del (PET) consiste en marcar con un átomo un nivel metabólico, al tiempo que la FDG es atrapada en la célula, el radioisótopo de ^{18}F como es inestable, mientras este sufre una desintegración nuclear y da lugar a la liberación de un positrón que se aniquila rápidamente al recombinarse con un electrón de nivel cercano, emitiendo dos fotones que viajan en sentidos opuestos (Arévalo y Toloza, 2017: p.24).

La (PEM) mide y visualiza la acumulación tridimensional del 18F-fludesoxiglucosa (18F-FDG), se define como un radiofármaco compuesto equivalentemente a la glucosa 2-[18F]fluoro-2-desoxi-D-glucosa unido al isótopo radiactivo del flúor-18, admite el estudio del metabolismo celular de la glucosa, dando respuesta al incremento desproporcionado de las células neoplásicas, el esparcimiento escaso no permite nutrir al tumor, conlleva a la liberación del factor de crecimiento endotelial vascular (VEGF) desencadenando la neovascularización anormal conforme a la masa tumoral, mientras que la obtención de energía intracelular se produce en la angiogénesis, observando un significativo aumento del proceso de replicación celular. En el examen diagnóstico el objetivo principal es la detección del cáncer antes que desencadene con la neovascularización (Cueva, 2019, p.5).

1.5.1.4. Base Física

En el interior de las células mamarias se deposita el radiofármaco que fue inyectado por vía endovenosa constituyendo el núcleo atómico del Fluor-18 inestable, debido a que se desintegra por exceso de protones adquiriendo núcleos del 18F por decaimiento beta positivo (β^+) y por captura electrónica (CE) en disposición a la desintegración por decaimiento radiactivo, resulta la emisión de un positrón y un neutrino (ν), se describe en la siguiente ecuación:



El choque entre un electrón y un positrón resulta de la producción de dos fotones de rayos gamma cada uno con energía de 511 KeV, emitidos en trayectorias opuestas con valor de 180° grados (Cueva, 2019, p.8).

En una (PET), un fármaco marcado con un isótopo emisor de positrones se inyecta por vía venosa en el paciente, se distribuye por el cuerpo a través del torrente sanguíneo y entra en los órganos. Cuando el radioisótopo sufre una desintegración (β^+), se emite un positrón que viaja una distancia de hasta unos pocos milímetros antes de aniquilarse con un electrón de los materiales que forman los tejidos. En la aniquilación se produce un par de fotones que se mueven aproximadamente en direcciones opuestas (ilustrado en la Figura 1-1). Los pares de fotones de aniquilación que salen del cuerpo humano y se detectan en coincidencias por medio del escáner (PET) son la base de la imagen de esta modalidad. Los fotones de aniquilación son descubiertos por detectores que rodean al paciente dispuesto en forma de anillo (ilustrado en la Figura. 2-1). A las detecciones individuales de estos fotones se las conoce como sucesos únicos, y la tasa de sucesos procesada por cada detector individual es la tasa de sucesos únicos. Dentro de las coincidencias podemos distinguir las coincidencias verdaderas de las coincidencias dispersadas y las aleatorias (Torres, 2016, p.3).

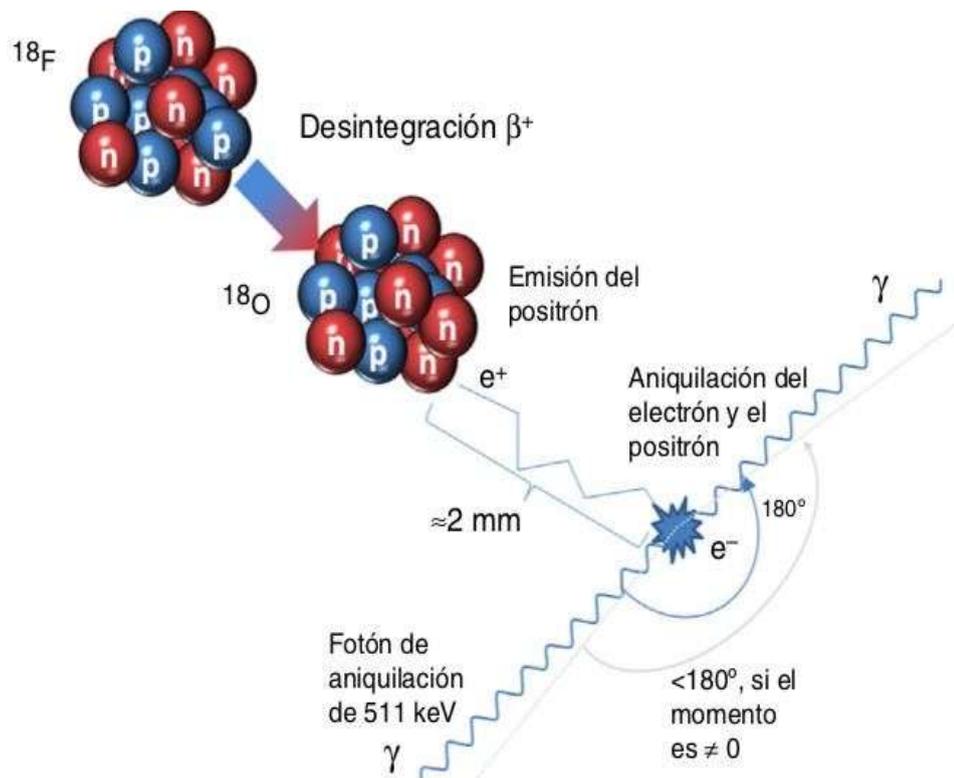


Figura 1-1: Esquema de la física de la desintegración β^+ y aniquilación del positrón.

Fuente: (Torres, 2016).

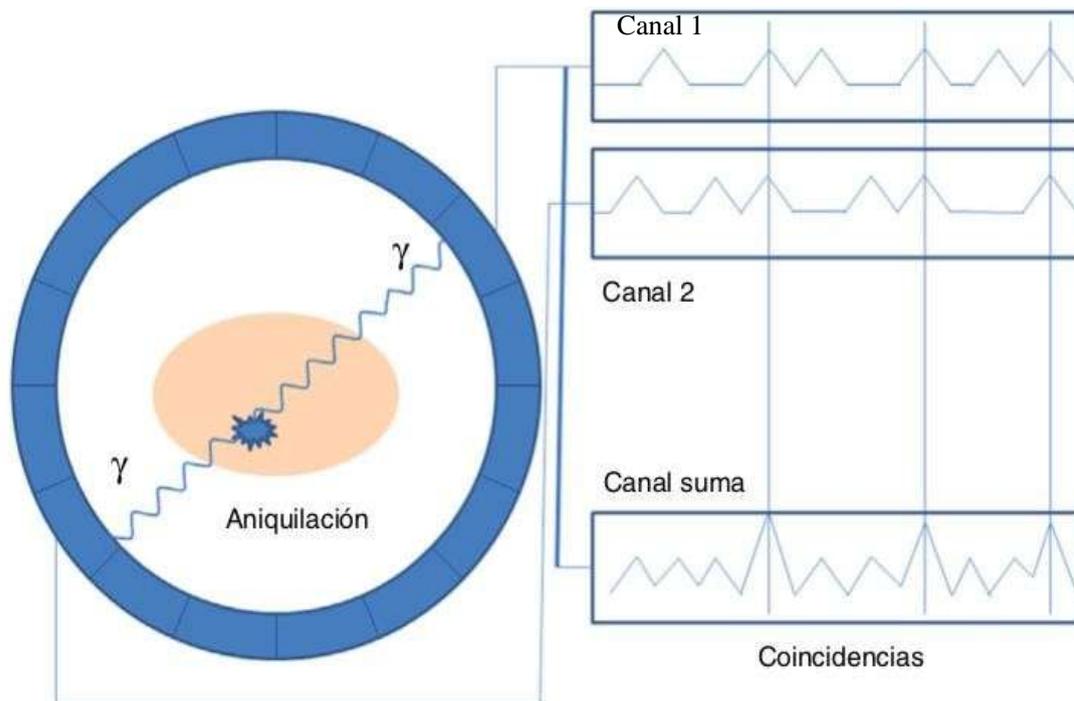


Figura 2-1: Ilustración de la detección de coincidencias en un escáner PET.

Fuente: (Torres, 2016).

En la (PEM), el fundamento físico es la detección de coincidencia de los fotones gamma con valor de 511 KeV procedentes de la aniquilación electrón-positrón, es captada por la combinación de dos arreglos distintos en los cristales centelladores. Cuando ya se detectan los fotones gamma, los tubos fotomultiplicadores se amplifican y traducen una señal eléctrica que se digitaliza, reconstruye y almacena por medio de un software exclusivo para imágenes diagnósticas. En el equipo (PEM) el desempeño radica esencialmente dentro dos parámetros; la resolución espacial y sensibilidad. En la primera se emplea la diferencia entre dos objetos diminutivos y próximos, posterior a la reconstrucción de la imagen; establece la longitud mínima entre dos fuentes en una imagen, para posteriormente ser captadas por el escáner (Cueva, 2019, p.10).

1.5.1.5. Configuraciones técnicas y físicas

La configuración técnica hace referencia a la manera de cómo se interconectan los equipos a un dispositivo de forma mecánica, informática, electrónica, entre otras características, que determinan el valor propio de algunas variables en un programa o un sistema operativo.

✓ Tomografía por emisión de positrones

La tomografía por emisión de positrones (PET), está considerada como una técnica de medicina nuclear, adquiere imágenes tomográficas mediante la distribución de isótopos emisores de

positrones que se depositan internamente en el organismo (Seemann et., 2014: pp.241-246).

Visualización del equipo (PET).



Figura 3-1: Equipo (PET).

Fuente: (Universidad de Sevilla, 2018).

La adquisición de la imagen (PET), tiene una trascendencia diagnóstica de gran valía en procesos de nivel molecular por su alta complejidad en la generación de resultados (Illanes y Perez, 2013:p.4). Los escaneos de tomografía por emisión de positrones (PET) utilizan radiotrazadores (trazadores etiquetados), los cuales son inyectados en la sangre, los radiotrazadores son moléculas pequeñas diseñadas para ser análogos a los compuestos que, usualmente encontrados en el cuerpo, en este caso para mama se ocupa el 2-18F-fluoro-2-desoxi-D-glucosa (18F-FDG). Los escáneres (PET) están integrados mediante cámaras especiales que detectan los positrones generados e imprimen imágenes con información, la imagen diferencia áreas que tiene escasa concentración de radiotrazadores de las que tiene alta concentración de radiotrazadores, demostrando estas diferencias en una imagen con variaciones de tonalidad, esto se demuestra en la figura 4-1.

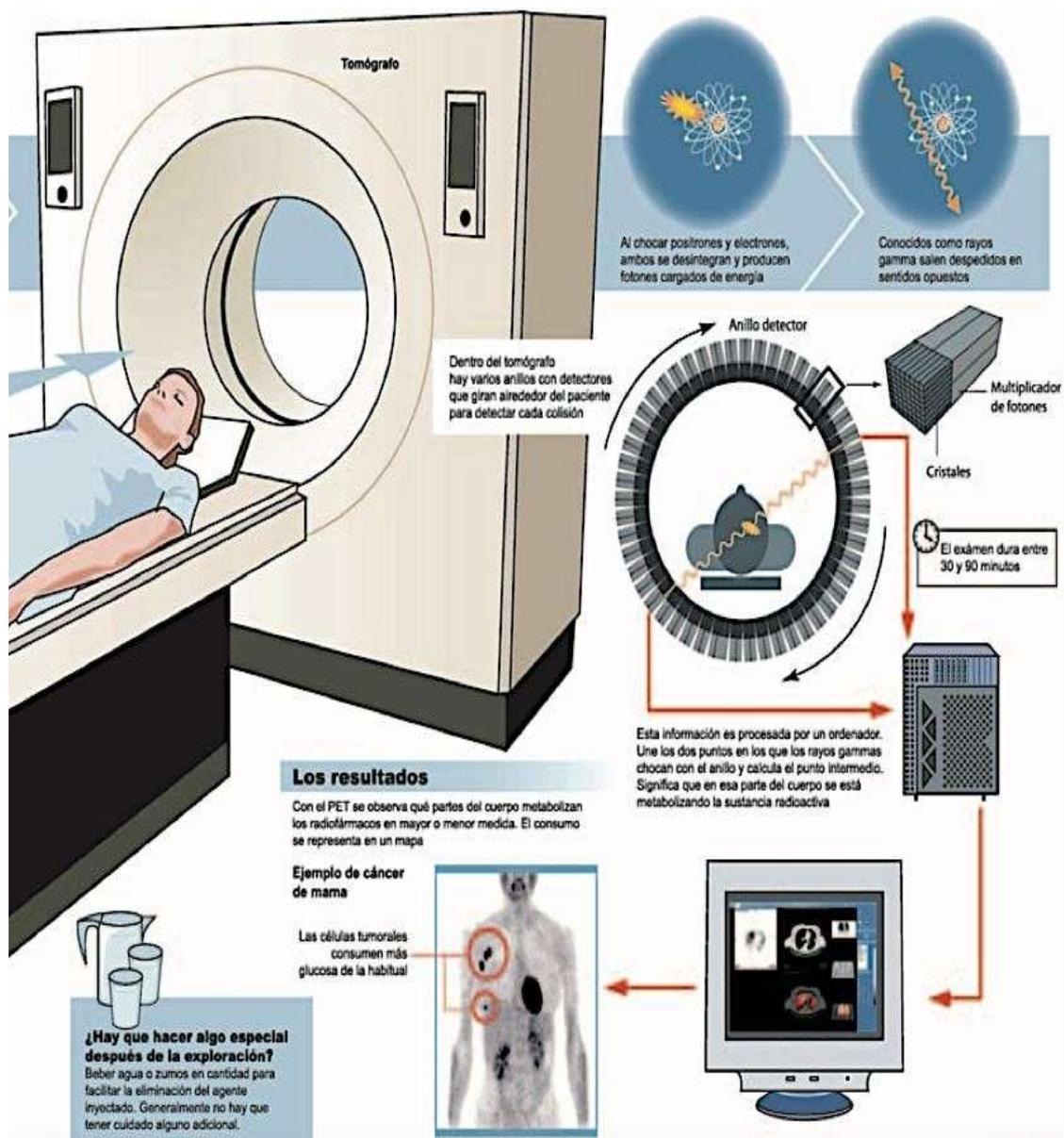


Figura 4-1: Funcionamiento de un tomógrafo (PET).

Fuente:(Salut i Força, 2009).

Las configuraciones más importantes del equipo:

- a) Proyecciones: coordenadas y planos tomográficos

Existen otras modalidades de imagen, pero la (PET) es la que muestra los tres planos tomográficos a saber: el plano transversal o transaxial que estructurado en (x, y), el plano coronal organizado en (x, z), el plano sagital representado en (y, z), y finalmente el eje axial constituido en (z) (Illanes y Perez, 2013: p.26), como se representa en la figura 5-1.

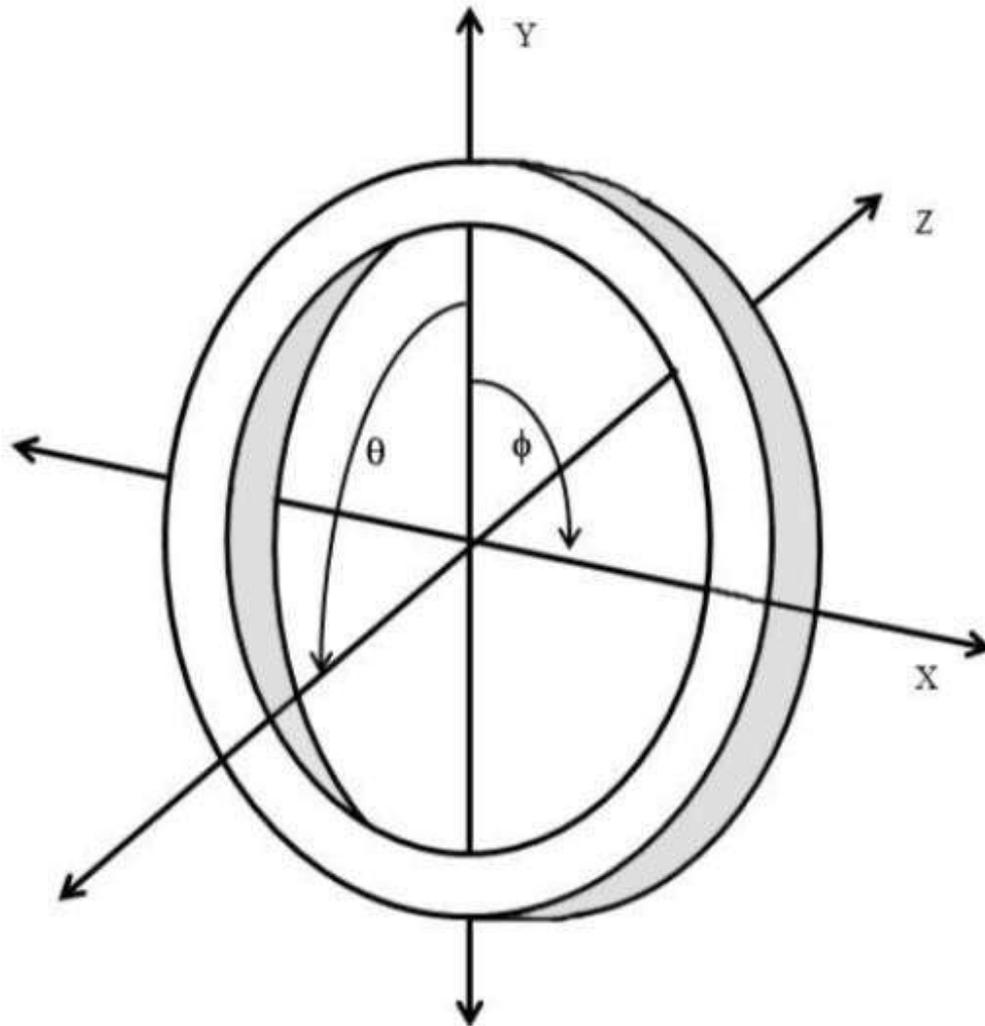


Figura 5-1: Representación de los ejes en un (PET) de anillo completo.

Fuente: (Illanes - Perez, 2013).

b) Geometría del (PET) de anillo completo

Se establece que los cristales detectores de los dispositivos que trabajan con emisores de positrones poseen una estructura frontal, toda vez que el equipo (PET) trabaja con modelos de geometría básica estructurada como de anillo completo o parcial, el cual deberá rotar en torno al paciente. Existen tipos formados por seis detectores extensos (ilustrado en la Fig. 6-1) o gamma cámaras de dos cabezales (Illanes y Perez, 2013: p.25).

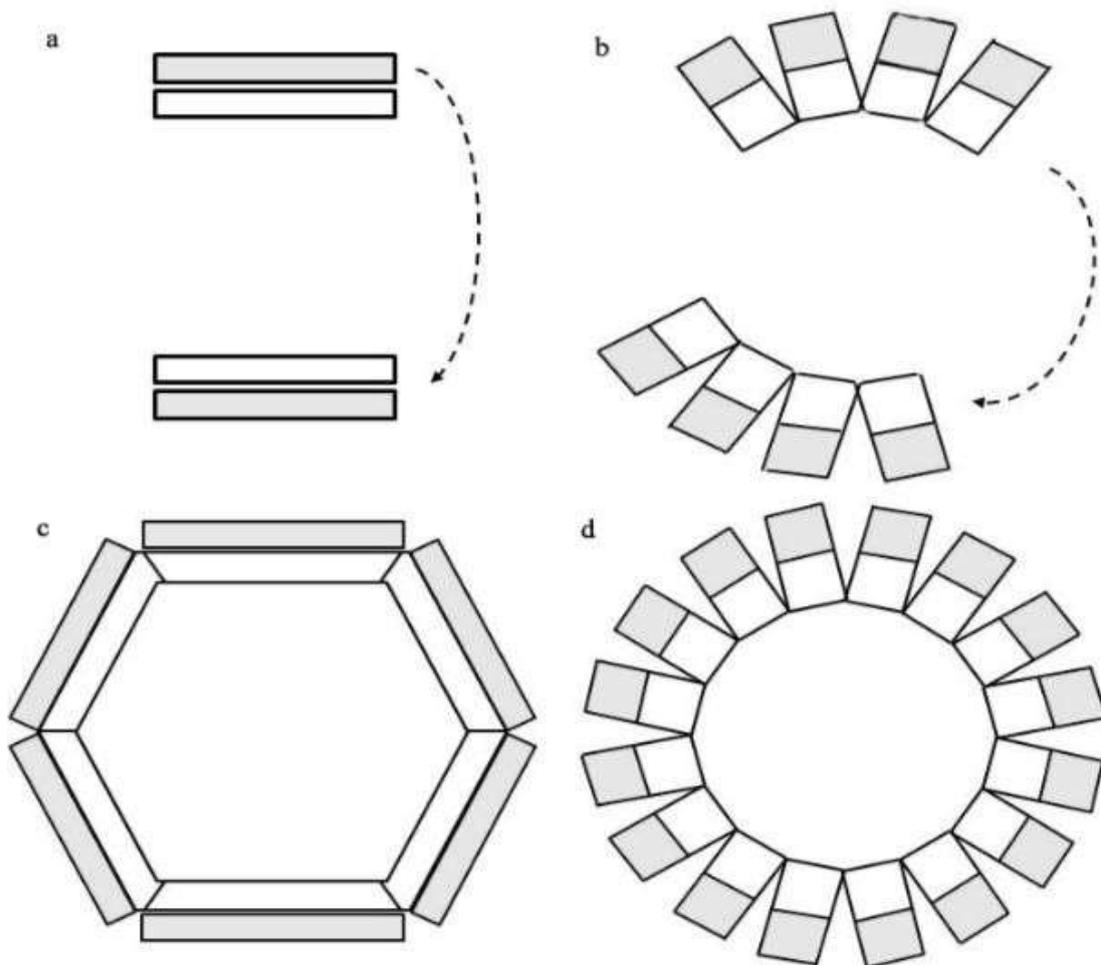


Figura 6-1: Disposición geométrica de cristales y grupos de sistemas electrónicos de detección (fototubos) con diferentes tipos de sistemas: a) doble cabezal, b) anillos parciales, c) hexagonal, d) anillo completo.

Fuente: (Illanes - Perez, 2013).

c) Detectores o Cristales

En un (PET) la calidad depende principalmente de sus detectores, su funcionamiento se da mediante la integración de energía de un fotón incidente depositado en su interior y posteriormente convertirlo en señal eléctrica que se demuestra en el resultado (Humm et al., 2003: pp.1574-1597).

Se conoce que un detector ideal debe poseer un alto poder de frenado, es decir que tenga alta probabilidad de los fotones de 511 KeV que incurran en su interior sean completamente absorbidos y de mayor resolución espacial para determinar con mayor precisión el primer punto de interacción considerando si la absorción se produce por medio de interacciones múltiples de Compton, las cuales poseen una notable resolución de energía y rechazan los eventos Compton, contando con una buena resolución temporal para garantizar una alta tasa de conteo (Illanes y Perez,

2013: p.25).

Los tipos de cristales más frecuentes utilizados en los detectores (PET) son el Oxiortosilicato de Gadolinio (GSO), Germanato de Bismuto (BSO), Oxiortosilicato de Lutecio (LSO), este último aporta una alta resolución, buena producción de señal luminosa y admite adquisiciones en menor tiempo, mediante etapas de 2 a 3 minutos en la camilla, sin perjudicar la detección de la captación aproximada de 4 a 6 minutos lo requiere él (PET) con cristales (BSO) (Serna et al., 2016: pp.13-21).

d) Adquisición de datos en 2D versus 3D

Los primeros equipos de tomografía por emisión de positrones (PET), emplearon los anillos paredes de plomo y de tungsteno, o septos ubicados entre los componentes del propio detector. Para los modelos etiquetados 2D (PET), los septos anulares entre cada anillo especifican plano por plano las líneas de respuesta, ya que suprimen gran cuantía de fotones en aniquilación fuera del plano, disminuyendo la atribución de eventos aleatorios y de radiación dispersa exterior al plano, el grado de imagen es perfeccionada y elimina varios sucesos verdaderos, por la tanto se reduce considerablemente la sensibilidad.

En los modelos 3D (PET), encontramos que la sensibilidad aumenta aproximadamente cinco veces en correspondencia a los modelos 2D (PET), con una extensión excepcional a los eventos aleatorios y scatter de tasa de conteo, debido a que solicita detectores de energía con mayor resolución, por lo tanto, la fase de proceso de los datos para el ejemplar 3D es alrededor del doble en comparación con el ejemplar 2D (Núñez, 2008, p.5).

✓ **Mamografía por emisión de positrones**

Se establece que la mamografía por emisión de positrones (PEM), opera mediante el mismo principio de imagen que él (PET), con similares técnicas de la mamografía. Posee un estudio de alta resolución de imágenes moleculares especificada para esta glándula, debido a que la cámara usada en la (PEM) ha sido modificada para detectar tumores mamarios pequeños (Velásquez, 2013, p.13).

Los equipos (PEM) también llamados (PET-DM) son dispositivos que ocupa el 2-18F-fluoro-2-desoxi-D-glucosa (18F-FDG) específico para mama. Hoy en día mediante la investigación encontramos, cuatro equipos que van a ser descritos a continuación:

Tabla 1-1: Dispositivos (PEM) también llamados (PET-DM)

				
Dispositivo	CMR Naviscan (Carlsbad, CA)	Oncovision (Valencia, España)	Shimadzu Corpotation (Kyoto, Japón)	Shimadzu Corpotation (Kyoto, Japón)
Sistema	PEM Flex Solo II	MAMMI PET	ELmammo-O-Scanner	C-PEM
Configuración del detector	Detector Plano	Detector de anillo	Detector de anillo	C-Detector con forma
Detector	Oxiortosilicato de Lutecio-Itrio (LYSO)	Oxiortosilicato de Lutecio-Itrio (LYSO)	Oxiortosilicato de Lutecio-Gadolinio (LGSO)	Oxiortosilicato de Lutecio- Gadolinio (LGSO)
Posición del paciente	En posición vertical, como una mamografía	Acostado boca abajo	Acostado boca abajo	Semiacostado
Campo de visión	24*16.4 cm	Transaxial 170 Mm	Transaxial 183 mm	Transaxial 216 mm
Biopsia	Si	En desarrollo	No	No
Resolución espacial	1.8-2.4 mm (eje Z=6-8.5 mm)	1.8*1.9*1.6 (x,y,z)	<2mm	<2mm
Comprensión	Comprensión suave	No	No	No
Visualización	Tomográfico 3D	3D	3D	Tomográfico 3D

Fuente: (Narayanan, 2018).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

El equipo más utilizado es el PEM Flex Solo II (Rahim et al, 2014: pp. 453–458), a continuación, visualizaremos su estructura.

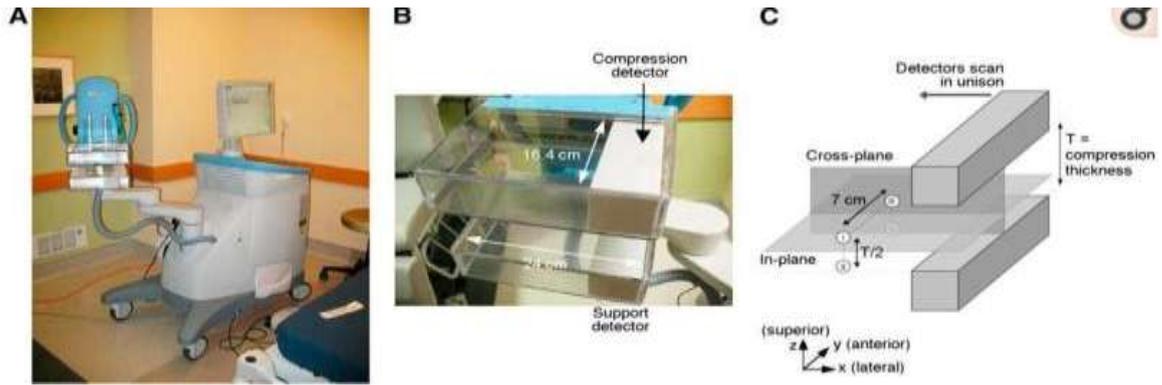


Figura 7-1: Estructura del PEM Flex Solo II.

Fuente: (Rahim, S., Mawlawi, 2014).

En la figura 7.1. a) Dispositivo PEM Flex Solo II, b) Dos cabezales detectores ajustables que se colocan alrededor del sitio de interés, uno que proporciona compresión y la otra estabilización, c) mediciones de los detectores.

La mamografía por emisión de positrones (PEM), constituye mediante el principio físico la ubicación de dos fotones gamma de 511 KeV derivados de la aniquilación electrón-positrón, por el cual es atraído por medio de dos arreglos de cristales centelladores que están en combinación, después se muestran los fotones gamma, para la amplificación derivada de los tubos fotomultiplicadores y redactan una señal eléctrica que se digitaliza, reconstruye y almacena con el software propio del equipo (Azpeitia et al., 2016: pp.78-85).

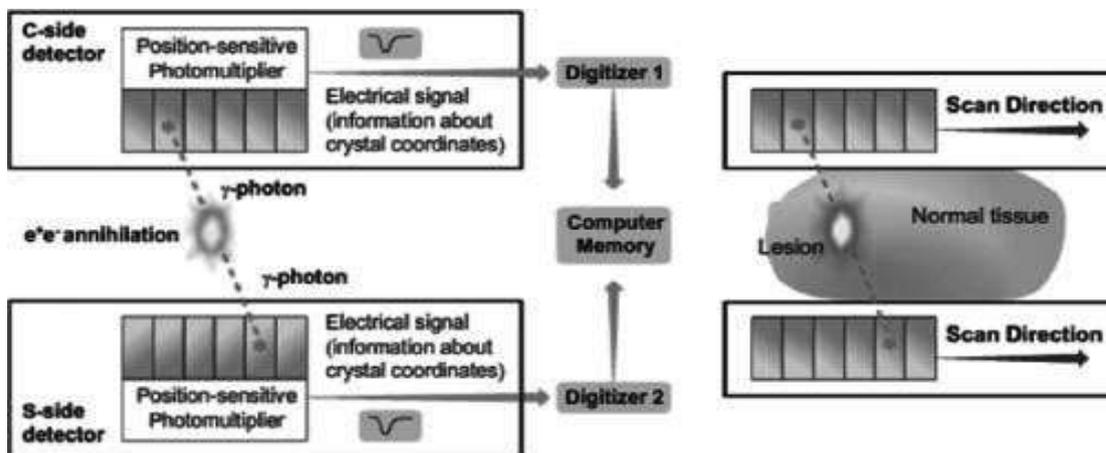


Figura 8-1: Configuración física del (PEM) Flex Solo II.

Fuente: (Shannon B. Glass, 2013).

En la figura 8-1. Se muestra la señal recibida por los detectores donde se almacena en la memoria de la computadora y se utiliza para determinar la información espacial sobre la lesión.

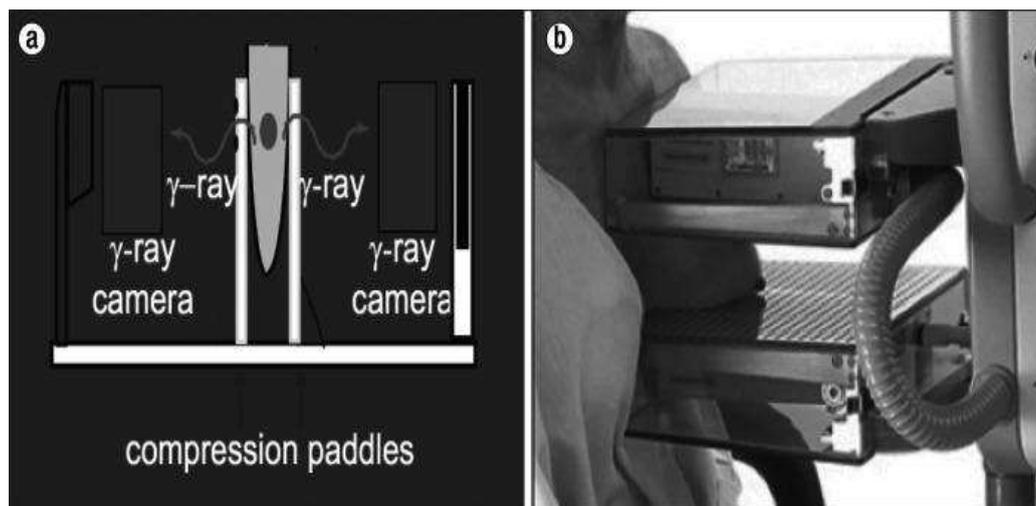


Figura 9-1: Compresión de la mama.

Fuente: (Shannon B. Glass, 2013).

En la figura 9-1. Se muestra la compresión de la mama con los dos cabezales detectores de manera: a) esquemáticamente, b) en una paciente.

Configuraciones más importantes del equipo:

a) Proyecciones

La mamografía por emisión de positrones (PEM), adquiere proyecciones muy similares a las proyecciones mamográficas, dando como consecuencia un compuesto de 12 cortes craneocaudales y medio laterales oblicuos, esto facilita la instalación precisa y tridimensional en las áreas de captación desempeñando consecutivamente en una señal de carácter digital para construir la imagen (Cueva, 2019, p.9).

b) Detectores

Los detectores de un equipo (PEM) depende de su tamaño el cual está optimizado por medio de las dimensiones de la mama, mejora la sensibilidad, ampliando eventos de aniquilación y permitiendo mayor proximidad de la fuente es decir mejorando exactitud, con la inmovilización de la mama se adquiere mejor resolución espacial de un rango entre 1 a 2 milímetros, también reduce el tiempo de dosis de radiación dependiente del grosor de la glándula mamaria (Shannon y Zeeshan, 2013: pp.314-319).

c) Configuración coplanar

La configuración coplanar en la (PEM), designa una mejor resolución espacial y de contraste en cada plano, se puede ajustar la distancia y precisión de sus cabezales para modelarse de acuerdo con el tamaño de la mama. Está compuesta por dos detectores ubicados sobre las paletas de comprensión estableciendo ventajas como la cualidad de rotar para adquirir múltiples proyecciones refiriéndose a las proyecciones tridimensionales (3D) (Azpeitia et al., 2016: pp.78-85).

d) Cámaras

Las cámaras de mamografía por emisión de positrones (PEM), durante el tiempo los diseños se han ido modificando por medio de la geometría de los cabezales experimentando distintos cristales de centelleo con el propósito de mejorar su resolución espacial y sensibilidad (Cueva, 2019, p.10).

✓ Características de las cámaras (PET) y (PEM)

Un estudio realizado con fantasmas expuestos en los equipos de (PET) y (PEM) durante 10 minutos representan la resolución de cada uno de ellos, como se muestra en la Figura 10-1 y se comprueba que mayor resolución la obtiene el equipo (PEM).

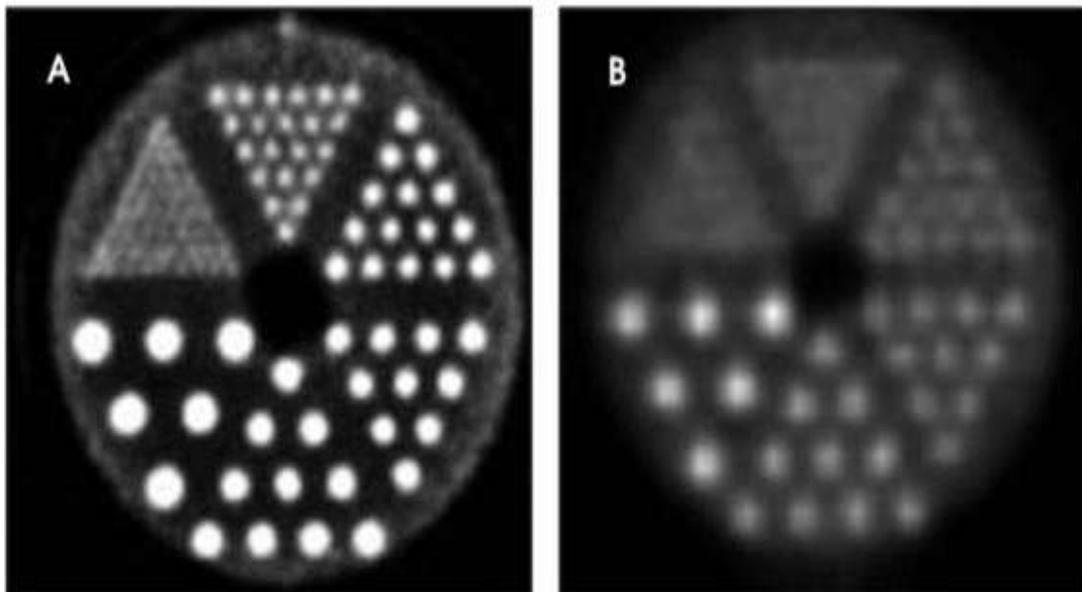


Figura 10-1: Resolución de los equipos a) (PEM) y b) (PET).

Fuente: (Schilling - Conti Peter, 2008).

Tabla 2-1: Características en las configuraciones de (PET) y (PEM).

	PET	PEM
Tipo de radiotrazador	Positrón	Positrón
Resolución espacial	(4-7) mm	1.5 mm
Detectores	Múltiples, grandes y distantes del objeto	Pequeños, menor en número y cercanos al objeto
Contraste	Menor	Mayor
Dosis FDG	(370-444) MBq	(301- 472) MBq
Tiempo de escaneo	Mayor	Menor
Costo	Mayor	Menor
Compresión	No	Si

Fuente: (Velázquez, 2013; Schilling - Conti, 2008).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

1.5.1.6. Estudio de imagen médica

Las imágenes de radiología y medicina nuclear por medio de su análisis edifican un papel primordial en el sector médico, constituido como un mecanismo auxiliar a un mecanismo esencial para el diagnóstico temprano de diferentes patologías, de esta manera se aporta al seguimiento del tratamiento mediante la medicina preventiva. En el estudio de imagen se encuentran aplicaciones principales como: detección del cáncer, propagación dentro del tejido y evidencia de la efectividad en determinado tratamiento (Equipo de redactores y Equipo de editores médicos de la Sociedad Americana contra El Cáncer, 2018, p.1).

En la tomografía por emisión de positrones (PET), la imagen diagnóstica se combina con tomografía computarizada (TC), en medicina nuclear se admite simultáneamente un estudio no solo de forma morfológica, sino también molecular, es decir metabólicamente ubicado en una lesión metastásica marcada con un radiotrazador por medio una inyección endovenosa generalmente de (^{18}F -FDG) (Cárdenas et al., 2019: pp.56). Considerando a la (PET/CT) como una alternativa en la detección de recurrencia locoregional, evaluación de respuesta, metástasis a distancia, la terapia y el preciso seguimiento.

La (PEM) mamografía por emisión de positrones el estudio de imagen permite determinar, con base en la captación del radiofármaco, el tamaño, forma, localización y agresividad de un tumor.

La sensibilidad proporciona la detección de lesiones hasta de dos milímetros con alta especificidad, lo que complementa a las demás técnicas radiológicas. La tecnología (PEM) provee de información funcional para contribuir a la caracterización de la lesión, pronóstico de respuesta a terapia hormonal y detección de lesiones malignas no visibles comparadas con otras técnicas de imagen entre ellas la resonancia magnética, que no solo es útil en esta detección, sino también para el seguimiento de las pacientes durante tratamientos de radio y quimioterapia.

1.5.1.7. Hipoxia en tumores cancerígenos

En los tumores sólidos se establece una particularidad común: los sarcomas, linfomas y carcinomas, se produce por falta de oxígeno o hipoxia, que contribuye de manera local y sistemática a la progresión tumoral, desencadenando una mayor probabilidad en la recurrencia del tumor (Córdova et al., 2015: pp.612-615).

Los tumores se desarrollan en estas regiones por la falta de O₂, constituye a diversos factores de afección en progresión tumoral de ello: la infiltración, angiogénesis y metástasis. La evaluación en los cambios de compresión del metabolismo y la proliferación celular se da mediante la hipoxia del microentorno del tumor, que permite plantear un objetivo para la selección y planificación de las terapias adecuadas en una fase temprana con un enfoque tipificado de cada paciente (Córdova et al., 2015: pp.612-615).

✓ **Medida de la hipoxia con radiofármacos**

Se han presentado en la última década múltiples avances de investigación sobre la hipoxia tumoral, en correspondencia a la planificación e individualización del suministro de radiación, en tomografía por emisión de positrones (PET) y mamografía por emisión de positrones (PEM), conjuntamente con el racionamiento del determinado radiofármaco, aportan como el principal método para el pronóstico, evaluación y cuantificación específicas de esta anomalía (Córdova et al., 2015: pp.612-615).

En efecto, las imágenes de hipoxia y las imágenes médicas se están convirtiendo en una herramienta primordial de la imagen in vivo, estableciendo como un complemento de los métodos directos y tradicionales de muestreo del tejido, que provee una instantánea de los tumores primarios y metástasis del carcinoma.

1.5.1.8. Análisis de texturas de imágenes

El manejo de las imágenes digitales en medicina hoy en día es ampliamente reconocido para el diagnóstico de distintas patologías, que se manifiestan por medio de la diferenciación en

determinadas regiones del organismo, consecuentemente, se ha elevado la carencia de algoritmos o herramientas matemáticas que suministren un mayor detalle en la segmentación de lesiones y estructuras anatómicas.

Previo a la definición del análisis de texturas de imágenes, se necesita discernir la estructura de la imagen médica. Se consideran texturas a las regiones o atributos que presentan específicas cualidades como, por ejemplo: la aspereza, suavidad, rugosidad, entre otros, constituidas en variaciones de los niveles de grises propios de cada imagen (Martínez et al., 2019: pp. 5-13).

El análisis de texturas es un estudio no invasivo de postprocesamiento en imágenes, establecida para cuantificar una lesión y estimar la agresividad tumoral, prácticamente se adquiere información de aspectos subjetivos, por medio de la heterogeneidad de las imágenes, proliferación celular, necrosis, entre otros. El progresivo beneficio del tipo de análisis se deriva de la caracterización irregular tumoral calificada como elemento selecto del pronóstico neoplásico de los pacientes y consiste en una multivariada de técnicas matemáticas que describen distintos patrones de niveles de gris de cada imagen, se puede conocer de fondo la estimación espacial de diferentes órganos y tejidos (Scalco y Rizzo, 2016: p.2).

Al establecer que el análisis de texturas se formaliza principalmente sobre la radioterapia, en la detección del tumor en etapa de planificación y pronóstico en respuesta al tratamiento (Scalco y Rizzo, 2016:p.4), no obstante, aunque se trate de una técnica prometedora aún no se explora completamente, debido a que existe algunas restricciones conformadas por la robustez o respetabilidad a la cantidad de variabilidad de la dimensión causada por el dispositivo, precisas en el mejoramiento de la práctica.

1.5.1.9. Métodos para la obtención de análisis de texturas

Por medio de la evaluación de la distribución en una intensidad de los niveles de grises entre los píxeles que conforman una imagen de la región de interés, se obtiene distintas características de texturas con parámetros matemáticos que son el resultado de la repartición de los píxeles. Para el análisis existen diferentes maneras dependientes que evalúan interrelaciones ente los píxeles, de los cuales describiremos tres métodos:

a) Métodos basados en modelos

Es la representación del uso de modelos matemáticos, estiman parámetros a referencia del grado de irregularidad y heterogeneidad de los tejidos que son el resultado del método al análisis fractal, exponiendo la correlación existente entre la dimensión fractal de un coarseness (aspereza y tosquedad) y de su textura.

Las imágenes médicas direccionan el análisis de texturas de fractales de la determinación en la

medida numérica adimensional D o dimensión fractal, para cada píxel o conjunto de píxeles, se calcula a partir de N elementos resultantes de tamaño λ , representado en la pendiente de la recta de la regresión logarítmica (Mancebo, 2019, p.19).

b) Método estadístico

Se define por medio del uso de las propiedades que hacen referencia a las relaciones y distribución entre los valores de los niveles de grises, de ellos destacan las matrices de segundo y elevado orden como también los histogramas, se puede diferenciar en disposición estadística tres tipos de análisis: el análisis de texturas de primer orden, donde se describe la distribución de los valores de los vóxeles sin alterar a las relaciones espaciales basados en histogramas, este proporciona simplicidad, el análisis de texturas por segundo orden tiene en cuenta la relación espacial entre los píxeles de la imagen, y como último el análisis de texturas de orden elevado con matrices de largo recorrido.

Según Benet (2015), establece como: "*un método de búsqueda en la imagen, según una dirección dada, para carreras de píxeles que tienen el mismo valor de nivel de gris. Una carrera de nivel de gris hace referencia a un conjunto de píxeles alineados consecutivos con el mismo nivel de gris*" (p.27).

c) Métodos basados en transformaciones

Es la característica de la textura de un espacio obtenido tras la transformación de Fourier o Wavelet, que se ajusta para un mejor análisis. En la actualidad la más utilizada la de Wavelet, siendo muy diferente a la de Fourier, debido a que maneja una base de funciones localizadas en frecuencia, no en el tiempo, por lo que facilita una superior localización entre ambas.

Según la Universidad Politécnica de Valencia (2020), el método Wavelet establece la división de cada imagen, para el estudio en dos tipos de menor tamaño, las fluctuaciones y la tendencia, estableciendo una copia de la imagen a pequeña resolución con el almacenamiento instaurado de la imagen original. Estas admiten significativamente una mayor compresión, eliminando ruido e información poco relevante.

1.5.2. Bases Conceptuales

1.5.2.1. PET

La Tomografía por emisión de positrones (PET) es un método no invasivo de diagnóstico por

imágenes que proporciona información acerca de la funcionalidad de los tejidos en forma tridimensional. Para ello, se administra una molécula marcada con un radioisótopo y se obtiene imágenes de su distribución espacial en el organismo (Pichón et al., 2018: pp.4-5).

1.5.2.2. PET/CT

La Tomografía por emisión de positrones (PET), compuesta con la tomografía computarizada (TC), emplea dos métodos de imágenes, desencadenando un proceso por el cual primero se ejecuta la (TC), que crea imágenes anatómicas de la estructura del cuerpo y órganos; después realiza la (PET), esta proporciona datos funcionales de las vías metabólicas por medio de reacciones químicas para crear y usar energía de las células o tejidos. La diferencia de las células normales y las cancerosas es la utilización de estas (Exploraciones con tomografía computarizada (TC) para el cáncer, 2019, p.2).

1.5.2.3. PEM

La mamografía por emisión de positrones (PEM), es una herramienta moderna de tipo diagnóstico que emplea un radiofármaco nombrado (18F-FDG), el cual es administrado por vía endovenosa, consecutivamente se obtienen imágenes moleculares de ambas glándulas mamarias en un tiempo determinado (García y Villaseñor, 2012: p.281).

1.5.2.4. 18F-FLUDESOXIGLUCOSA (18F-FDG)

El 2-[¹⁸F]-flúor-2-desoxi-D-glucosa, es el radiofármaco más utilizado en la actualidad, que se lo puede definir como un análogo de la glucosa, que emite positrones, se consigue con la combinación del isótopo flúor-18 con una molécula de desoxiglucosa. Tras inyectarse por vía endovenosa, la ¹⁸FDG es acarreada por transportadores de glucosa (GLUT) al citoplasma, donde se fosforila en ¹⁸FDG-6-fosfato. Dicha molécula queda detenida al no poder continuar las vías metabólicas de la glucosa y se almacena progresivamente en la célula, el atrapamiento metabólico es la adición gradual de la manifestación en la neoplasia maligna que se opone en el tejido normal a la captación basal (Azpeitia et al., 2016: pp.78-75).

1.5.3. Bases Legales

Según el Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y la Tecnología Nuclear en América Latina y el Caribe se instituyó en 1984, “*es un convenio de cooperación técnica y económica que promueve el uso de las técnicas nucleares con fines pacíficos y de desarrollo*”.

Propende una contribución entre los Estados miembros con la colaboración de la OIEA. Una de las prioridades principales se concentra en buscar las necesidades que se relacionen con: el medio ambiente, la energía, la seguridad alimentaria, salud humana, la industria y seguridad radiológica (ARCAL, 2020, p.1).

En esta investigación se ha tenido en cuenta todas las especialidades médicas relacionadas con la exposición a las radiaciones ionizantes, entre estas: mamografía por emisión de positrones, tomografía por emisión de positrones, radiodiagnóstico y medicina nuclear.

1.5.3.1. Marco Legal

Según el Art. 361 dictaminado por el Ministerio de Salud Pública (2012), dice:

El Estado ejercerá la rectoría del sistema a través de la autoridad sanitaria nacional, será responsable de formular la política nacional de salud, y normará, regulará y controlará todas las actividades relacionadas con la salud, así como el funcionamiento de las entidades del sector.

La Ley Orgánica de Salud dispone en el Art. 4:

La autoridad sanitaria nacional es el Ministerio de Salud Pública, entidad a la que corresponde el ejercicio de las funciones de rectoría en salud; así como la responsabilidad de la aplicación, control y vigilancia del cumplimiento de esta ley; las normas que dicte para su plena vigencia serán obligatorias (Ley Orgánica de Salud, 2012, p.2).

La Ley Orgánica de Salud dispone en el Art. 6:

Es responsabilidad del Ministerio de Salud Pública: “Cumplir y hacer cumplir esta Ley, los reglamentos y otras disposiciones legales y técnicas relacionadas con la salud,” (Ley Orgánica de Salud, 2012, p.2).

Cabe recalcar que en la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo (ESPOCH) no se ha desarrollado la investigación con el tema propuesto, por lo tanto, no se puede tomar ninguna referencia de acuerdo con la base legal estipulada.

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO

2.1. Tipo de Investigación

El presente trabajo integrador pretende profundizar la diferenciación entre Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) para el diagnóstico de cáncer de mama, esta contextualización es de carácter mixto, según su objeto de estudio es de tipo teórico-aplicado debido a que se evaluará los principios físicos de los equipos para el procesamiento de imágenes digitales, como también se construirá un algoritmo matemático en Matlab en función del análisis de texturas de imagen para valorar su eficacia diagnóstica. Por consiguiente, el estudio permitirá encajar dentro del campo preexperimental, ya que las bases teóricas se ajustan perfectamente en el ámbito de la física médica de manera que se conseguirá contar con la evidente comparación de los resultados obtenidos de acuerdo con la aplicación de software desarrollado en Matlab.

2.2. Diseño de la Investigación

El trabajo de titulación consiste en un estudio teórico y preexperimental, dado que la investigación se basa principalmente en el estudio de las configuraciones físicas y técnicas entre las tecnologías de (PET) y (PEM). El propósito principal logrará estudiar de manera detallada los fundamentos físicos de las tecnologías del (PET) y (PEM) para mostrar las diferencias entre ellas y así lograr discernir cuál de ellas es la más efectiva en el diagnóstico de cáncer de mama. Además, se realizará una exploración de libros, textos y artículos científicos, de tal modo que se consiga desarrollar a cabalidad el problema de investigación.

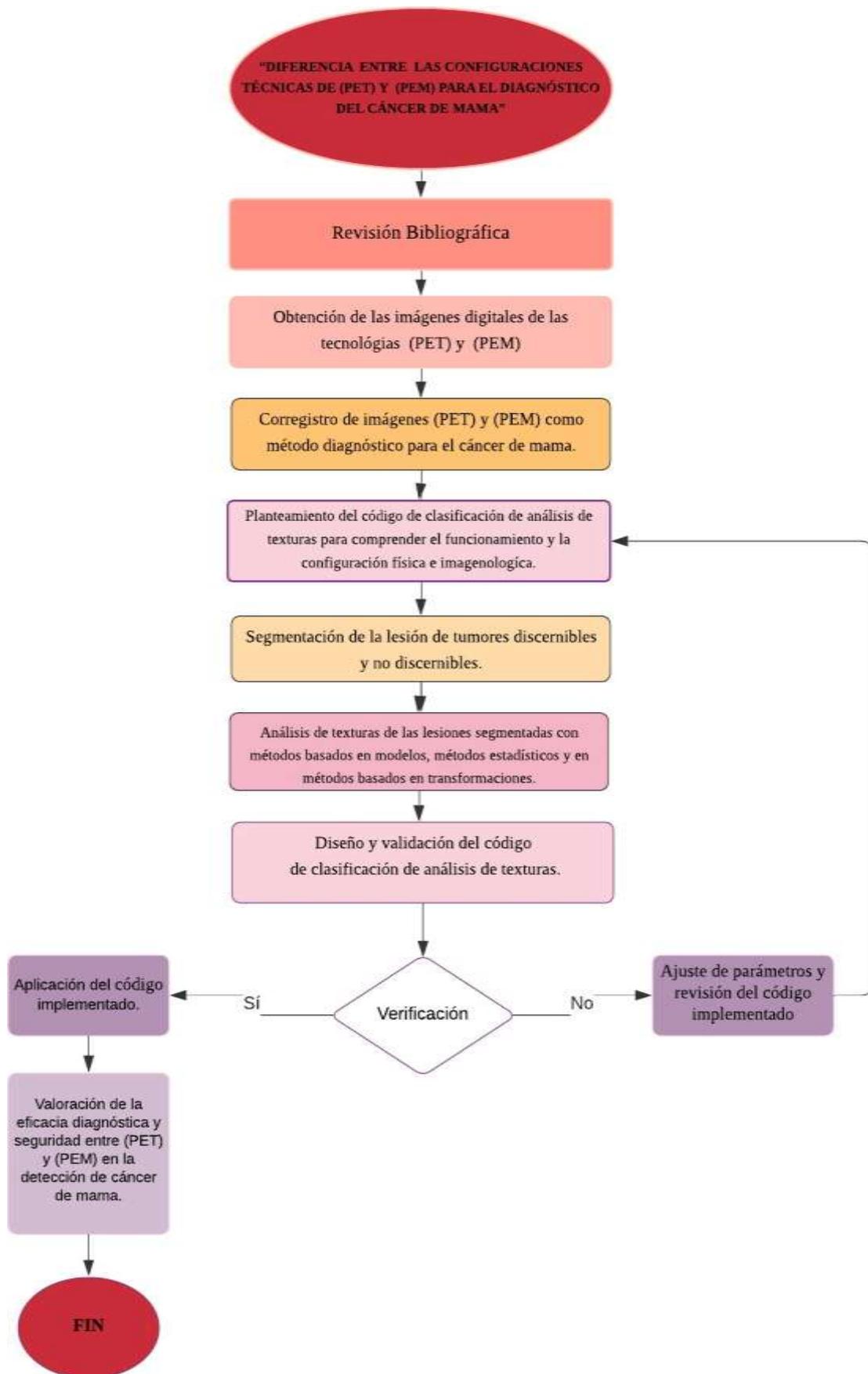


Gráfico 1-2: Diseño de la Investigación

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

2.2.1. Base de datos

El propósito de valorar la respuesta al diagnóstico en pacientes con cáncer de mama y evaluar de forma específica su evolución, se trabajó con una base de datos correspondiente de diferentes instituciones de medicina nuclear que proveen imágenes digitales tipo DICOM, obtenidas de las tecnologías (PET) y (PEM).

2.2.2. Procesamiento de las imágenes

Posterior a la selección de los casos con posibilidad de analizar, se procedió a la etapa de correregistro, por consecuencia estos se alinearon mediante las adquisiciones de imágenes (PET) y (PEM), para lo cual se utilizó este almacenamiento rígido de seis grados de libertad entre rotación y traslación, estas mantienen todas las distancias entre los diferentes puntos de una imagen, los ángulos, la rectitud de las líneas y la planitud de las superficies, para ello se emplea una transformación definida en la ecuación (2), precisa para trasladar las imágenes de seguimiento del estudio basal. La transformación empleada es no rígida en el uso de *b-splines*, la cual está establecida en la ecuación (3), para ambas transformaciones se ha empleado un optimizador de información mutua como métrica tras cada método de gradiente e iteración.

$$T_{rígida}(x) = R \cdot (x - c) + t + c \quad (2)$$

$$T_{b-splines}(x) = x + \sum_{xk \in N_x} \rho_k \beta^3\left(\frac{x-xk}{\sigma}\right) \quad (3)$$

Donde R es la matriz de rotación, t es el vector de translación, c es el centro de rotación, xk son los puntos de control de las *b-splines*, $\beta^3(x)$ es el polinomio multidimensional de las *b-splines* cúbicas, ρ_k es el vector de coeficiente de las *b-splines* y N_x es el conjunto de puntos de control.

2.2.3. Procesamiento y análisis de las imágenes

2.2.3.1. Segmentación de las lesiones

Consiguiente al correregistro de las imágenes de (PET) y (PEM), se realizó una segmentación anatómica digital con la que se procede a extraer información de objetos, como la consecución de dos tareas, la delineación y el reconocimiento, con ello se precisa la determinación a grandes rasgos en la imagen estudiada con la ubicación de la lesión, en cambio la delineación a la extensión espacial determinada para objeto estudiado.

2.2.3.2. *Análisis de texturas*

Tras la obtención de las segmentaciones de los casos estudiados, se realiza el análisis de texturas sobre cada imagen para conseguir la cuantificación de la lesión en forma del estudio de parámetros.

El empleo del análisis implementado al código creado se encuentra, especificado en el **ANEXO A**, con mayor detalle, el análisis de texturas se ha realizado a través de Matlab R2019a, cabe recalcar que el código elaborado para el análisis de texturas ha sido desarrollado con ciertos paquetes propios del programa Matlab R2019a, se puede concluir que es una herramienta software que ofrece un entorno de desarrollo integrado y un lenguaje de programación propio, con la que se ha llevado a cabo todo el análisis correspondiente al procesamiento de las imágenes.

2.2.3.3. *Reducción de la dimensionalidad de los datos*

Los parámetros descriptivos desarrollan una idea de complejidad en la información obtenida de las características del tumor. Se comprobó que no siempre una mayor cantidad de datos es sinónimo de información relevante y útil, es preciso efectuar una reducción de la dimensionalidad de datos a través de una mayor relevancia en la población de estudio.

Según Martí (2012), define:

La selección de técnicas se agrupa según sean dependientes o independientes; los métodos dependientes o wrappers utilizan un clasificador particular de precisión como medida de utilidad para un subconjunto de parámetros, sin embargo, esto deriva un elevado coste computacional y sobre-entrenamiento del clasificador. Por otra parte, dentro de las técnicas independientes existen filtros, los cuales evalúan la estadística de los datos sin utilizar ningún clasificador articular, por lo que se extraen cuantificaciones genéricas, el principal mecanismo que incluyen los filtros es el índice de la medida de relevancia que cuantifica la ventaja de incluir una característica propia de un conjunto (pp.269-278).

Correspondiente a la caracterización de la última técnica respecto a los filtros, uno de los métodos más simples para reconocer la relación y relevancia entre los parámetros extraídos mediante el análisis de texturas, implementado en este trabajo, es el cálculo de matrices de correlación cruzada, obteniendo la correlación entre parámetros pares.

2.2.3.4. *Clasificación de los datos*

La discreción escogida en la selección de una característica en los grupos debe ser la de mayor

repercusión y con una relevancia significativa en la población analizada, es decir los que presenten un mayor porcentaje de variabilidad, determinados los parámetros obtenidos se encuentran en diferentes unidades, antes de proceder a compararlos, normalizándolos con el *z-score*, consiguiendo así la desviación estándar de cada característica, para toda la población, en el mismo rango de medida, la representación de la ecuación (4) se define como:

$$z_{i,j} = \frac{x_{i,j} - u_i}{\sigma_i} \quad (4)$$

La ecuación (4), se refiere a la fórmula que permite calcular el valor de *z* para cada variable *i* de cada paciente *j*, utilizando *x* como valor de la variable del paciente, y la media con la desviación estándar de cada variable para toda la población.

2.2.4. *Diseño del clasificador*

Por último, cuando se obtiene una precisión mayor en la cuantificación de la hipoxia tumoral, se procede a diseñar un clasificador, que parta de la información obtenida, sea capaz de dar respuestas clínicas o que pronostique las respuestas a tratamientos, con relación al cáncer de la glándula mamaria.

Se ha determinado las siguientes variables independientes de entrada que contribuyan con la información del paciente tratado. Estos factores pronósticos son:

Edad. - Se determina este factor influyente en la respuesta del tratamiento, por consecuencia que se muestra como un factor de riesgo en el aumento del tumor, para este estudio se estableció una media entre (25-65) años.

Medida del estadiaje Ganglionar (N). - Discrimina la extensión del cáncer mediante la diseminación de los ganglios linfáticos. Se detalla un rango del 0 al 3, correspondiendo el más alto número con mayor grado linfático en comparación al de grado menor.

Medida del estadiaje tumoral (T). - Provee como referencia a la extensión y tamaño del tumor primario. Se determina entre una escala del 0 al 4, se referencia al igual que en el caso anterior tomando en cuenta que con el mayor grado se tiene una posibilidad de esparcimiento con tejidos cercanos.

Receptores Hormonales (RRHH). - Se especifican en positivos (1) y negativos (0), resultando los últimos para una mejor relevancia del tratamiento.

Grado de agresividad del tumor. - Resulta de los tumores registrados con las estalas antes mencionadas, que el de grado 3 responde mejor al tratamiento, que el menor de grado 1.

Para una mejor relevancia de los resultados de clasificación, se ha utilizado la aplicación propia

de Matlab denominada *Cassification Learner App*, la cual facilita la capacidad de entrenar múltiples modelos diferentes al mismo tiempo, a partir de las variables de entrada independientes y variables de respuesta los cuales seleccionan diferentes parámetros al especificar esquemas de clasificación esto se expondrá en la parte del capítulo III para una mejor comprensión.

2.2.5. Descripción de la interfaz gráfica del usuario GUIDE

Para una mejor comprensión del código implementado sobre el análisis de texturas de imágenes se creó una interfaz gráfica GUIDE (*Graphical User Interfac Development Environment*) en Matlab, la cual nos permite mostrar un entorno de programación visible que proporciona al usuario la habilidad de utilizar comandos por medio de varias ventanas interactivas de carácter rápido y sencillo para la ejecución del programa.

El desarrollo de la aplicación se realiza de distintas maneras para este caso utilizamos el command window y escribimos la palabra `>>guide`, se presenta a continuación el cuadro de diálogo del editor del diseño GUIDE.

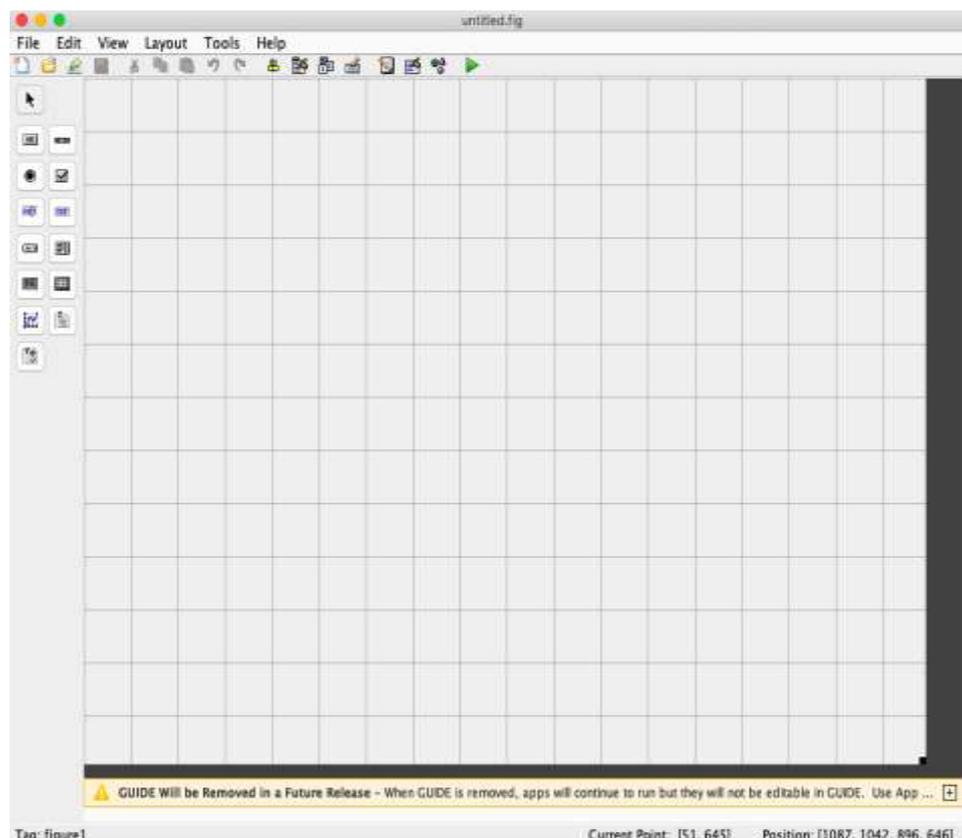


Figura 1-2: Editor del diseño GUIDE.

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

Después de ello se va modificando los componentes de la interfaz, conforme a los ajustes

solicitados por el usuario.

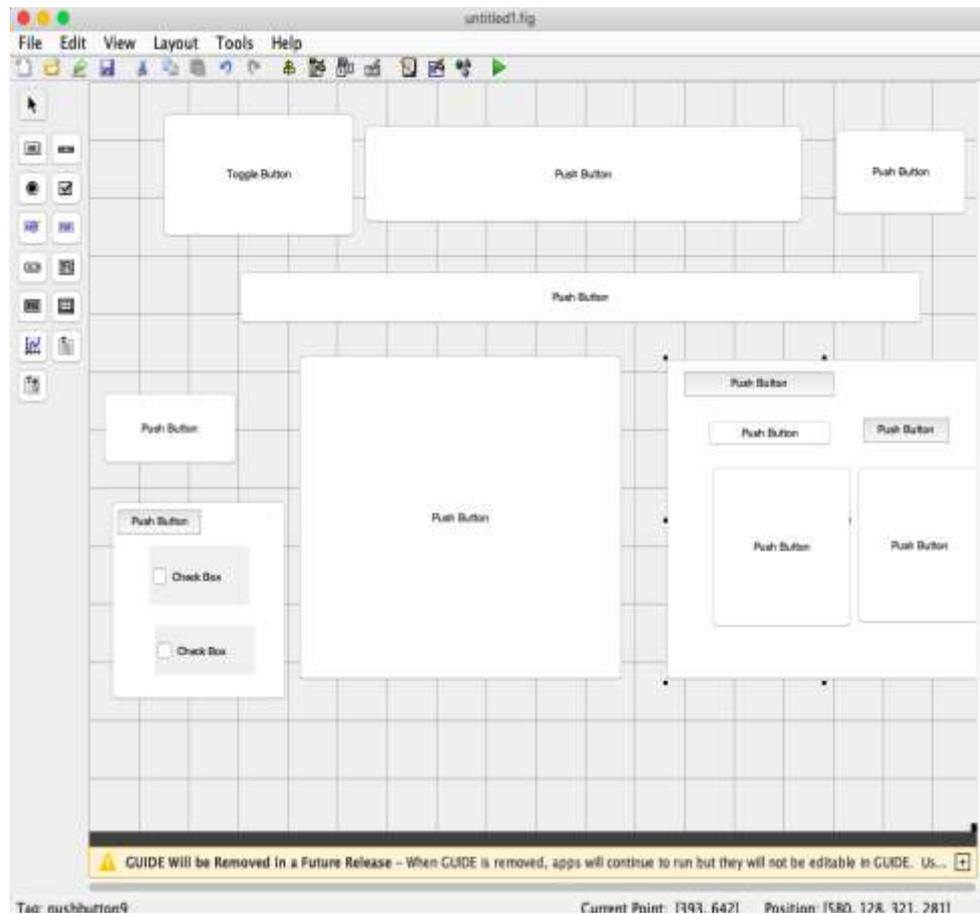


Figura 2-2: Modificación del GUIDE.

Realizado por: Freire Navas, Estefanía. 2021.

Una vez modificado los componentes de la interfaz se procede a guardar los cambios del archivo que contiene el código empleado, con las correspondencias de los botones del control de la interfaz y el archivo que contiene los gráficos.



Figura 3-2: Cuadro de la presentación del programa.

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

2.3. Diseño Preexperimental

El diseño es de carácter aplicado dado que este va a ser desarrollado con un lenguaje de programación implementado en Matlab el cual va a contener el código para el análisis de texturas de imágenes enfocadas primordialmente para las tecnologías de (PEM) y (PET), conforme a esto va a exponerse la descripción de cada uno de los equipos y de los procesos que estos van a implementar, dada su carácter se emplea la hipótesis deductiva que demuestra sus viabilidades, en ellas se priorizará su continuo avance, del mismo modo su forma exploratoria se basará en la comprobación de los procesos físicos e imagenológicas utilizados para su desarrollo y mediante el diseño pre experimental se expondrá el código implementado para que este se lo utilice acorde sea la necesidad del paciente.

2.3.1. Identificaciones variables

Variables dependientes: Eficacia diagnóstica del cáncer de mama.

Variables independientes: Configuraciones técnicas de Tomografía emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM).

2.3.2. Operacionalización de los Objetivos

Tabla 1-2: Operacionalización de los objetivos

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES
Problema general:	Objetivo general:	Hipótesis general:	Variable independiente:
¿Será posible realizar la diferenciación las configuraciones técnicas entre Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) para el diagnóstico del cáncer de mama?	Diferenciar las configuraciones técnicas entre Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) para el diagnóstico del cáncer de mama.	¿El estudio sobre la diferenciación entre las configuraciones técnicas de tomografía por emisión de positrones (PET) y mamografía por emisión de positrones (PEM) permite optimizar el conocimiento sobre el mejor diagnóstico del cáncer de mama?	<p>Configuraciones técnicas de Tomografía emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM).</p> <p>Indicadores:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Detectores • Imagen Tridimensional • Compresión • Filtros • Ruido • Cámaras • Lenguaje de programación • Sensibilidad • Especificidad • Resolución espacial • Exactitud • Valor predictivo positivo

Problemas específicos:	Objetivos específicos:	Hipótesis específicas:	Variable dependiente:
<p>Es primordial ampliar la cuantificación sobre las diferencias de Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) con la finalidad de comprender el funcionamiento y la configuración física e imagenológica por medio de un software especializado.</p>	<p>Cuantificar la diferencia de Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) con la finalidad de comprender el funcionamiento y la configuración física e imagenológica por medio de un software especializado.</p>	<p>¿La cuantificación de la diferencia de Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) con la finalidad de comprender el funcionamiento y la configuración física e imagenológicas por medio de un software especializado?</p>	<p>Eficacia diagnóstica del cáncer de mama.</p>
<p>Se necesita desarrollar la determinación de las ventajas y desventajas de la Tomografía por Emisión de Positrones (PET) y la Mamografía por Emisión de Positrones (PEM), con el propósito de conocer su utilidad en pacientes con cáncer de mama.</p>	<p>Determinar las ventajas y desventajas de la Tomografía por Emisión de Positrones (PET) y la Mamografía por Emisión de Positrones (PEM), con el propósito de conocer su utilidad en pacientes con cáncer de mama.</p>	<p>¿La determinación las ventajas y desventajas de la Tomografía por Emisión de Positrones (PET) y la Mamografía por Emisión de Positrones (PEM), con el propósito de conocer su utilidad en pacientes con cáncer de mama?</p>	<p>Indicadores:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Análisis de texturas de imágenes
<p>Es preciso e indispensable ejecutar la valoración la eficacia diagnóstica y seguridad entre la Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) en la detección de cáncer de mama.</p>	<p>Valorar la eficacia diagnóstica y seguridad entre la Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) en la detección de cáncer de mama.</p>	<p>¿La valoración la eficacia diagnóstica y seguridad entre la Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) en la detección de cáncer de mama?</p>	

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

2.3.3. Operacionalización de las Variables

Tabla 2-2: Operacionalización de las variables

VARIABLE	CONCEPTO	INDICADOR	INSTRUMENTO
Variable independiente:	Está compuesto por un conjunto de datos que determina el valor de algunas variables de un programa o de un sistema operativo.	Detectores Imagen Tridimensional Compresión Filtros Ruido Cámaras Lenguaje de programación	Tomógrafo PET Equipo de PEM
Configuraciones técnicas de:			
Tomografía por emisión de positrones (PET)	La Tomografía por emisión de positrones (PET) es un método no invasivo de diagnóstico por imágenes que permite obtener información acerca de la funcionalidad de los tejidos en forma tridimensional.	Sensibilidad aceptable Especificidad de 75/100% Resolución espacial Valor predictivo positivo	Tomógrafo PET
Mamografía por emisión de positrones (PEM)	La Mamografía por emisión de positrones (PEM) es una modalidad de imagen de alta sensibilidad y especificidad en el diagnóstico del carcinoma mamario ductal in situ e invasor.	Sensibilidad Alta especificidad Alta resolución espacial Exactitud Valor predictivo positivo	Equipo de PEM
Variable dependiente:	En la eficacia diagnóstica se evalúa el pronóstico dependiente de la extensión de la enfermedad en el momento de detección para determinar o descartar el pronóstico y respuesta a determinados tratamientos.	Análisis de texturas de imágenes	Matlab R2019a
Eficacia Diagnóstica del cáncer de mama.			

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

2.3.4. Localización del Estudio

El desarrollo del presente trabajo de investigación se realizará en la ciudad de Riobamba, en la Escuela Superior de Chimborazo (ESPOCH), efectuando el uso del espacio físico y de la bibliografía fundamental para implementar en el estudio de diagnóstico de pacientes con cáncer de mama.

2.3.5. Población de estudio

Se considerará las imágenes digitales obtenidas de los equipos (PET) y (PEM), de distintas instituciones de medicina nuclear para ser analizadas mediante el desarrollo de un lenguaje de programación especificado en Matlab.

2.3.6. Tamaño de la muestra

Para el presente trabajo se desarrollará un análisis mediante técnicas y conceptos que provee la literatura científica mediante la exploración de libros, textos y artículos científicos, con ello se logrará comprender el estudio de las técnicas a partir de los objetivos planteados, consiguiente a ello se realizará la muestra de una base de datos imágenes tomográficas y mamográficas de distintas instituciones de medicina nuclear, las cuales van a ser analizadas, estudiadas e interpretadas para la comparación con el software creado en beneficio de esta investigación.

2.3.7. Método de muestreo

Para la recolección y análisis posterior de datos a esta investigación se aplicará el muestreo por conveniencia el cual es una técnica no probabilística que pretende seleccionar muestras o datos de acuerdo con las facilidades de obtención en los diferentes datos seleccionados, para así identificar procesos físicos de las configuraciones técnicas de tomografía por emisión de positrones (PET) y mamografía por emisión de positrones (PEM) para el diagnóstico de cáncer de mama.

2.3.8. Técnicas de recolección de datos

Para el presente trabajo la recolección, clasificación, registro y codificación de los datos en las imágenes obtenidas por las dos tecnologías tanto del (PEM) como del (PET), se examinarán mediante el lenguaje de programación realizado en Matlab, este código va a demostrar el análisis de texturas que existe para las dos tecnologías con ellos se cuantificara las diferencias físicas e

imagenológicas de los equipos.

2.3.9. *Análisis Estadístico Inferencial*

La comprobación de la hipótesis se realizará mediante una prueba estadística sea de tipo descriptivo o inferencial, pues dependerá del tipo de información que se obtenga al culminar el proyecto.

CAPÍTULO III

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En el presente capítulo se muestra los resultados obtenidos por medio de la investigación de bases bibliográficas en libros, artículos científicos y papers obtenidos mediante la literatura de investigación, también se presenta el lenguaje matemático de programación focalizado en el análisis de texturas de imágenes realizado en Matlab.

3.1. Análisis del funcionamiento y cuantificación de las diferencias entre las configuraciones físicas de Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) mediante el estado del arte

En la Tabla 1- 2. Del capítulo I, se puede observar algunas características del funcionamiento de las configuraciones de las cámaras de (PET) y (PEM), para dar respuesta más clara detallaremos más características físicas y técnicas para una mejor respuesta al objetivo planteado.

Tabla 1-3: Diferencias en las configuraciones Técnicas y Físicas de (PET) y (PEM)

	PET	PEM
Radiofármaco	(¹⁸ F-FDG)	(¹⁸ F-FDG)
Configuración del detector	Detector de anillo	Detector plano
Detectores	Oxiortosilicato de Gadolinio (GSO), Germanato de Bismuto (BSO), Oxiortosilicato de Lutecio (LSO) (Serna et al., 2016: pp.13-21).	Oxiortosilicato de Lutecio- Itrio (LYSO), Oxiortosilicato de Lutecio- Gadolinio (LGSO) (Narayanan y Berg, 2018: pp.363-381).
Detector cerca de la mama	No	Si
Posición del paciente	Acostado	En posición vertical, como una mamografía
Visualización	Tomográfico 3D	3D
Proyecciones	Plano transversal o transaxial (x, y), Plano sagital (y,z) y craneocaudales y medio laterales Plano cornal (x,z) (Illanes y	Conjunto de 12 cortes oblicuas, análogas a la mamografía

	Perez, 2013:p.26).	(Cueva, 2019, p.9).
Detección de lesiones o tumores	Menores o iguales a 2–3 cm sin ganglios palpables.	Menores a 1 cm de diámetro, incluyendo lesiones de hasta de 2 mm.
Movimiento respiratorio	Se ve afectado negativamente debido a la posición de la paciente por el movimiento respiratorio normal.	No es problema, ya que la mama se encuentra inmovilizada.
Ruido de imagen	Si existe ruido, ya que el mismo equipo genera ruido y otra característica más que suma ruido es la respiración de la paciente, con la contribución de la electrónica.	El ruido es mínimo debido a que el equipo solo está focalizado para mama y no existe características exteriores que sumen ruido a la imagen
Permite Biopsia	No	Si
Detección de la enfermedad metastásica	Si, debido a que tiene capacidad de detectar ganglios axilares, ganglios supraclaviculares, pared torácica	No, pero ayuda a determinar los ganglios linfáticos axilares.

Fuente: (Schilling - Conti Peter, 2008; Serna, 2016; Narayanan, 2018; Illanes - Perez, 2013; Cueva, 2019; Rahim, 2014).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

3.1.1. *Discusión de resultados*

Se pudo obtener los resultados donde se visualiza que la (PET) está especificada en la reetapificación axilar, detección de recurrencia locoregional y mama colateral, así como axila, para pacientes con mamas densas, implantes mamarios y lesión palpable oculta por imagen, y la (PEM) se limita a la estadificación locoregional, valor de multifocalidad, multicentricidad (ver tabla 1-3), se puede observar que se encuentra optimizada en dimensiones de la mama con una mayor proximidad de la fuente, aumentando los eventos de aniquilación, se mejora la sensibilidad a través de inmovilizar la glándula y conseguir una mayor resolución espacial logrando que la dosis de radiación sea mínima al reducir el grosor de la mama.

3.2. Demostración de las ventajas y desventajas de la Tomografía por Emisión de Positrones (PET) y la Mamografía por Emisión de Positrones (PEM), con el propósito de conocer su utilidad en pacientes con cáncer de mama

Tomografía por emisión de positrones (PET)

Tabla 2-3: Ventajas (PET)

PET V E N T A J A S	Tiene un valor predictivo positivo (resultante de la actividad metabólica aumentada del tejido tumoral) superior al de la mamografía, ultrasonido y resonancia magnética nuclear.
	Numerosos estudios demuestran que la tasa de detección de (PET) tiene un rango de especificidad de 75/100%, con una certeza diagnóstica de 70/97%.
	Es exclusivamente útil para discernir entre un tumor viable y los cambios necróticos o fibróticos postradioterapia con resultado dudoso para técnicas de imagen convencional.
	Tiene la capacidad de poner en evidencia cambios en el metabolismo del tumor antes de que aparezcan los cambios morfológicos.
	La sensibilidad de la (PET) es más precisa, ya que no involucra la densidad de las mamas, y es útil para el estudio de mamografías inexactas.
	La prueba de la (PET) es mucho más sofisticada que otros tipos de imagen médica nuclear, puesto que se fusiona por ejemplo con la (PET/CT), mejorando notoriamente su resolución.

Fuente: (Campo, 2016; Cueva, 2019).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

Tabla 3-3: Desventajas (PET)

P E T D E S V E N T A J A S	La cantidad de exposición a la radiación de la (PET) es similar a la de la tomografía computarizada, ya que cuando se efectúa durante un único examen una (PET) y una (TC), la dosis de radiación aumenta de manera significativa.
	La tomografía por emisión de positrones (PET) es una técnica que se encuentra poco disponible en las instituciones médicas del país y es relativamente costosa.
	Presenta baja resolución espacial, porque impide detectar lesiones < 5-10 mm y también para lesiones de axila se encuentra hasta un 20% de falsos negativos.
	La resolución temporal y espacial es mínima cuando esta es comparada con la resonancia magnética (IRM).
	El uso de sustancias radiactivas limita exploraciones recurrentes a corto plazo.

Fuente: (Serna, 2016; Manual MSD, 2021).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

Mamografía por emisión de positrones (PEM)

Tabla 4-3: Ventajas (PEM)

P E M V E N T A J A S	Proporciona una alta resolución espacial, pues detecta lesiones <2 mm, indetectables por otros métodos.
	La captación del radiofármaco ¹⁸ F FDG no se afecta debido a los cambios hormonales ni tampoco por la densidad de la mama.
	Requiere una mínima compresión de las mamas y las inmoviliza con una masa de (10-15 lb) de la mamografía convencional a (35-45 lb) de la (PEM).
	Mayor especificidad que la resonancia magnética.
	Ajusta la distancia y presión de los cabezales en sus detectores para adecuarse al tamaño de la mama.

	Aporta una menor dosis de radiación comparada con la (PET/CT) de cuerpo completo.
	Es la más propicia para pacientes que no pueden realizarse resonancia magnética, pues provee información adicional necesaria para la paciente.

Fuente: (Cueva, 2019; Velázquez, 2013; Azpeitia, 2016; Rahim, 2014; Cortés, 2014).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

Tabla 5-3: Desventajas (PEM)

PEM D E S V E N T A J A S	No presenta detalle anatómico como otros métodos realizados por imagen.
	Manifiesta falsos positivos en: procesos inflamatorios, papilomas, necrosis, grasa entre otros.
	Presenta falsos negativos en tumores malignos con mínima actividad metabólica, como los que se encuentran cercanos al músculo pectoral mayor.
	El metabolismo alterado de la glucosa puede modificar la visibilidad de la captación de un cáncer.
	Provee radiación ionizante de forma sistémica.
	Insuficiente disponibilidad del método en el país.

Fuente: (Cueva, 2019; Azpeitia, 2016).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

3.2.1. *Discusión de resultados*

Con la demostración de las tablas: (Tabla 2-4, Tabla 3-5, Tabla 4-6, Tabla 5-7) de ventajas y desventajas de las tecnologías (PET) y (PEM) podemos discernir según (Azpeitia, 2016; Campo, 2016; Cueva, 2019; Maunual MSD, 2021; Rahim, 2014; Serna, 2016; Velázquez, 2013), que la mamografía por emisión de positrones (PEM) es la tecnología más adecuada para dar resultado específico al diagnóstico temprano del cáncer presente en las mamas con ello se podrá estadificar un tratamiento adecuado para la paciente.

3.3. **Determinación de la valoración de la eficacia diagnóstica y seguridad entre la Tomografía por emisión de positrones (PET) y Mamografía por emisión de positrones (PEM) en la detección de cáncer de mama**

Para el desarrollo del lenguaje matemático de programación focalizado en el análisis de texturas de imágenes realizado en Matlab, mediante la creación de un algoritmo matemático, el cual se especificará a continuación logrando alcanzar el objetivo planteado.

1. Obtuvimos distintas bases de datos de las imágenes médicas de diferentes instituciones de medicina nuclear específicas de tomografía por emisión de positrones (PET) y mamografía por emisión de positrones (PEM).
2. Seleccionamos los casos posibles de análisis, consecuente con ello se definió un corregistro de las diferentes imágenes médicas obtenidas por los equipos (PET) y (PEM), los datos fueron digitalizadas en Excel para luego exportarlos a Matlab, como se puede visualizar en la figura 1-3.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1	carpeta	imagen	Tipo											
2	84	75	PET											
3	116	30	PET											
4	135	23	PET											
5	6	2	PET											
6	126	27	PET											
7	43	81	PET											
8	47	73	PET											
9	3	4	PET											
10	57	92	PET											
11	5	14	PET											
12	6	56	PET											
13	98	93	PET											
14	14	156	PET											
15	36	15	PET											
16	57	34	PET											
17	83	76	PET											
18	17	15	PET											
19	48	97	PET											
20	17	14	PET											
21	10	26	PET											
22	58	25	PET											

Figura 1-3: Selección de los casos posibles de análisis en Excel.

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

3. Procedimos con el desarrollo del algoritmo matemático para el análisis de texturas orientado al código de clasificación de análisis de texturas que se representa en la figura 2-3.

```

clear all
clc
close all

%LEER LOS CASOS DEL ARCHIVO EN EXCEL
TIPO={'PET_1','PEM_1'}
prl

if TIPO(p,:)=='PET_1'
casosxlsread('/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB/casos.xlsx','Hoja1')
else TIPO(p,:)=='PEM_1'
casosxlsread('/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB/casos.xlsx','Hoja2')
end

[n n]=size(casos);

%LECTURA DE IMAGENES PET
m=1

for a=1:n
    m=1
    ruta_archivos_dcm= strcat('/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB/',TIPO(p,i));
    ruta_archivos_nii= strcat('/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB/',TIPO(p,i));
    rol_ruta_archivos_nii= strcat('/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB/',TIPO(p,
  
```

Figura 2-3: Desarrollo del algoritmo matemático en Matlab.

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

- Mediante el código y con la ayuda de programas como RadiAnt DICOM Viewer e ITK-SNAP; que son programas para leer archivos con formato DICOM, en el cual se encuentra las imágenes médicas, se procedió a la segmentación de las lesiones de tumores discernibles y no discernibles, mediante ello y con él desarrolló de código se implementó el análisis de texturas sobre cada una de las imágenes segmentadas, observamos a través de la figura 3-3 y la figura 4-3 la segmentación de las lesiones realizadas en RadiAnt DICOM Viewer y en la figura 5-3 y la figura 6-3 la segmentación de las lesiones realizadas en ITK-SNAP.



Figura 3-3: Segmentación de las lesiones de los tumores discernibles y no discernibles por RadiAnt DICOM Viewer para (PET).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.



Figura 4-3: Segmentación de las lesiones de los tumores discernibles y no discernibles por RadiAnt DICOM Viewer para (PEM).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

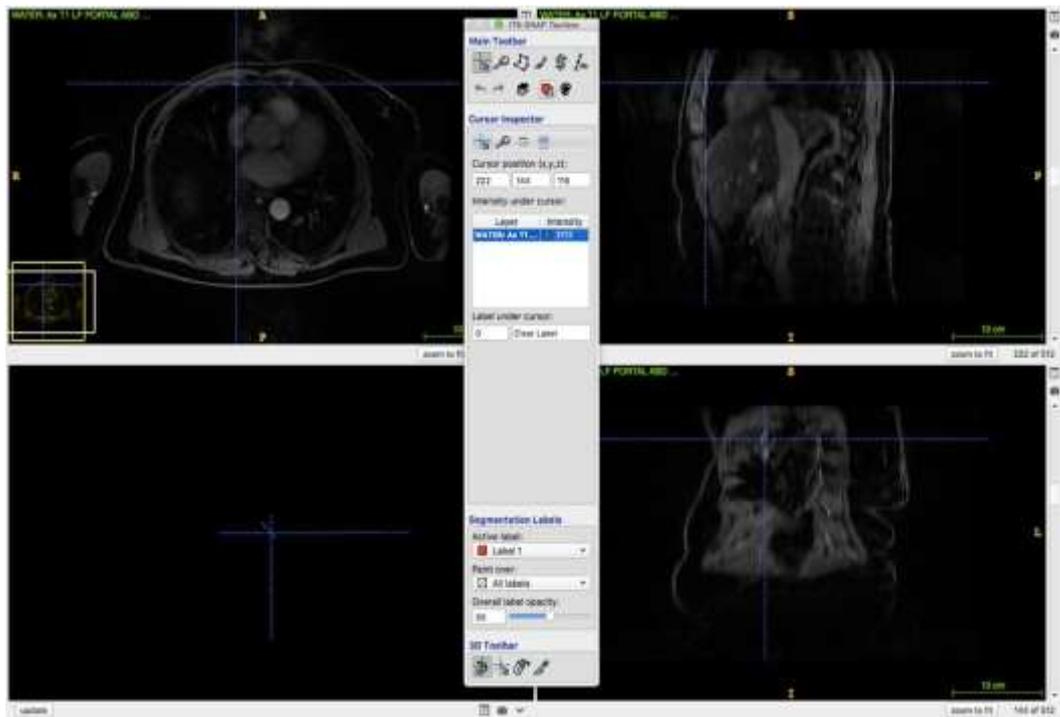


Figura 5-3: Segmentación de las lesiones de los tumores discernibles y no discernibles por ITK-SNAP para (PET).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

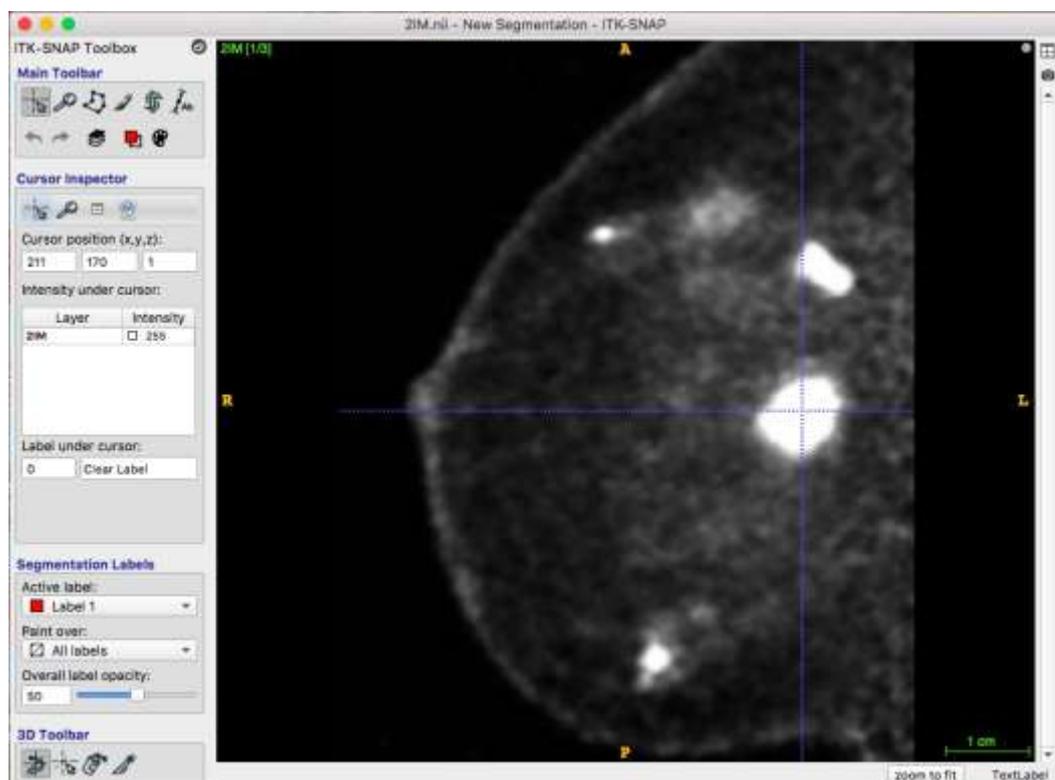


Figura 6-3: Segmentación de las lesiones de los tumores discernibles y no discernibles por ITK-SNAP para (PEM).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

- Con el algoritmo desarrollado se aplica la reducción de la dimensionalidad de datos utilizando la matriz de correlación, calculada con una función, propia de Matlab, en donde se define los coeficientes de correlación correspondientes a cada par de características presentando en la escala de -1 a 1, siendo 1 una correlación positiva, 0 no constituye ninguna correlación y -1 una correlación negativa. Para la visualización de la matriz de correlación cruzada se ha utilizado mapas de calor, con la facilidad de crear subconjuntos de parámetros con mayor relación, empleando *HeatMap.m* de Matlab representado en la figura 7-3, se crea mapas sin realizar agrupaciones de los parámetros para la representación de la segmentación de datos, también utilizamos la función *Clustergram.m* de Matlab representada en la figura 8-3, que efectúa un mapa de calor con una clusterización simple en forma de dendograma, permitiendo la visualización, no solo de estas particularidades con un elevado grado de correlación entre positivos y negativos, asimismo las agrupa según estén relacionadas.

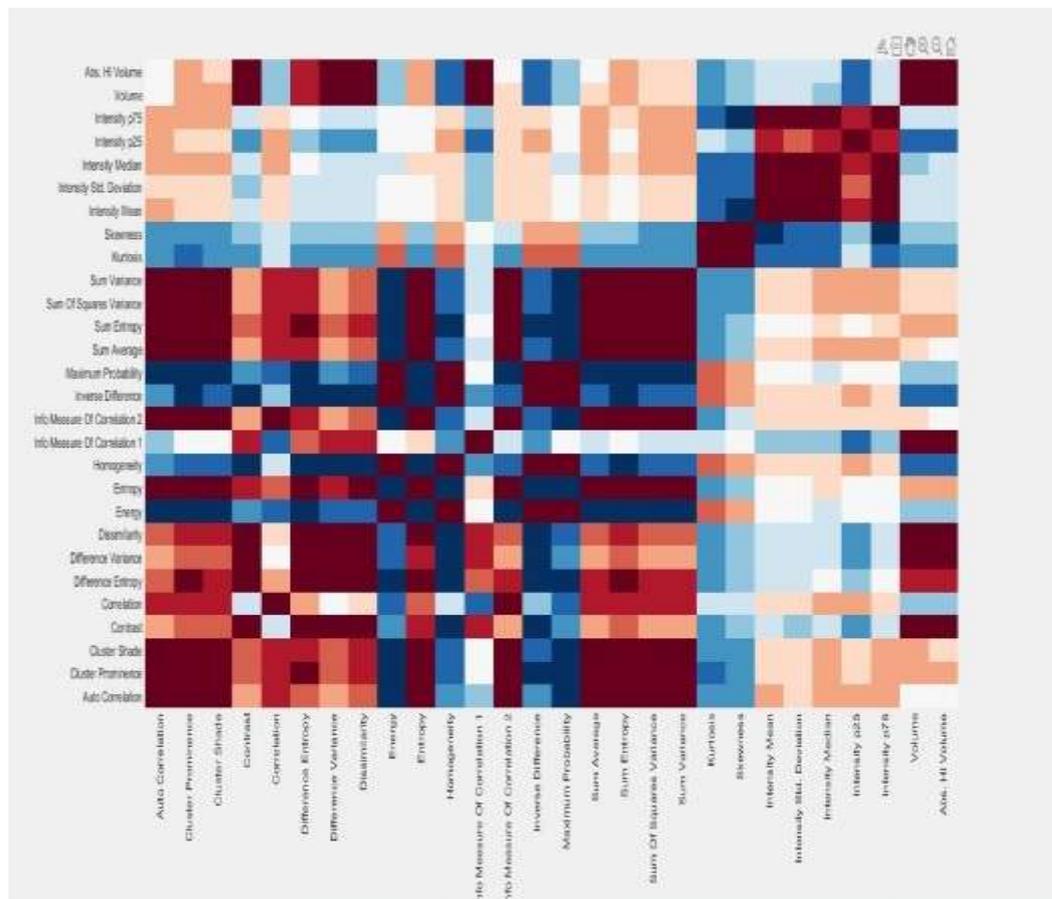


Figura 7-3: Representación de la matriz de correlación cruzada en un mapa de calor utilizando HeatMap.m.

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

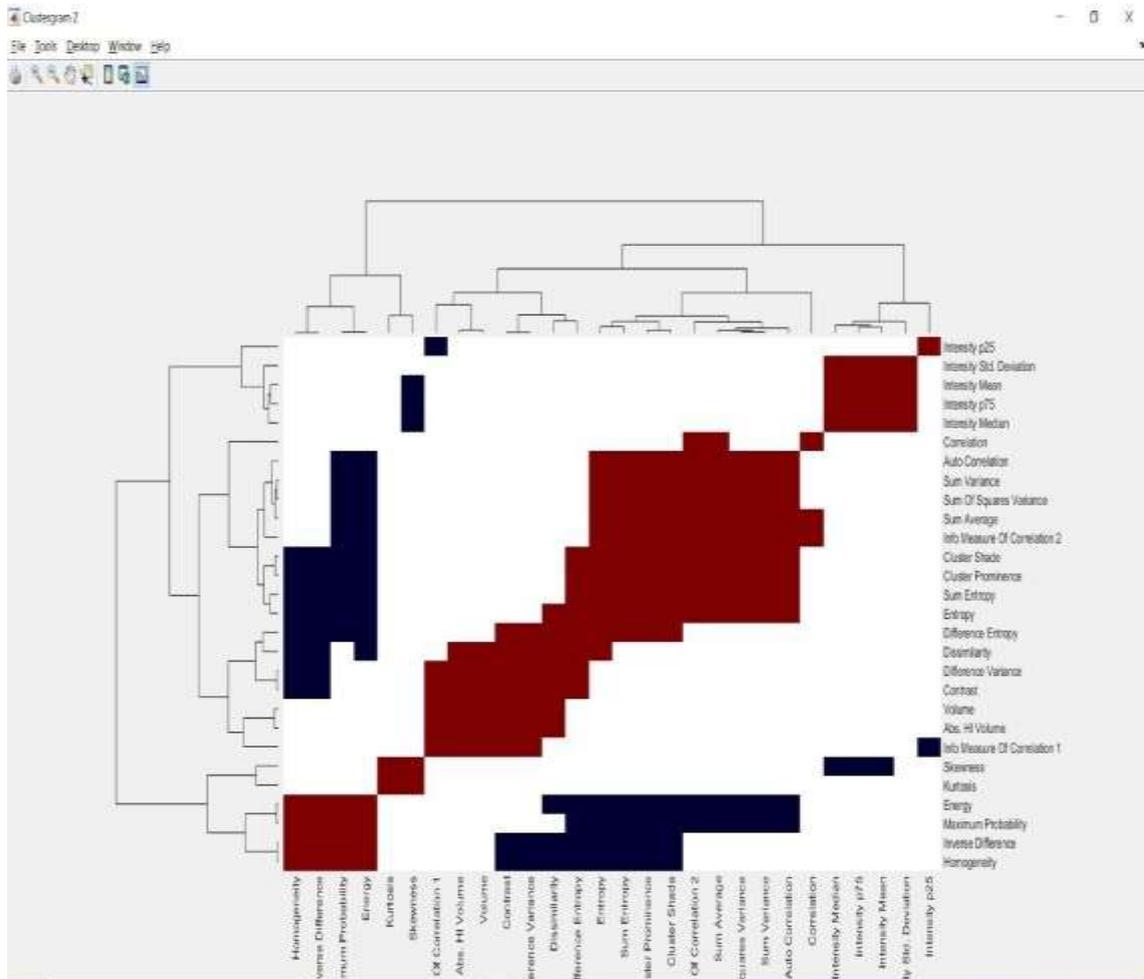


Figura 8-3: Mapa de calor tras aplicar la Clustergram.m.

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

6. Clasificamos los datos mediante las características de cada grupo con el mayor porcentaje de variabilidad.
7. Analizamos mediante el diseño del clasificador que se encuentra en el punto 2.2.4 del capítulo II, las diferencias de las configuraciones imagenológicas de las tecnologías (PET) y (PEM). Mediante el desarrollo del algoritmo matemático para el análisis de texturas orientado al código de clasificación de análisis de texturas, se efectuó unas nuevas líneas de código para implementar la valoración de la eficacia, a continuación, describimos los distintos pasos que seguimos:
8. Se crea una matriz de confusión, compuesta de dimensión $n \times n$ mediante la cual se establece la clasificación real de los datos en forma de las filas, mientras que la predicción definida se la hace en columnas la predicción es determinada por cada modelo, como se puede visualizar en la Tabla 6-3.

Tabla 6-3: Estructura de la matriz de confusión

		PREDICCIÓN	
		Positivos	Negativos
OBSERVACIÓN	Positivos	Verdaderos Positivos (VP)	Falsos Negativos (FN)
	Negativos	Falsos Positivos (FP)	Verdaderos Negativos (VN)

Fuente: (Zelada, 2017).

Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

9. Se determina que los Verdaderos Positivos (VP) y los Verdaderos Negativos (VN), constituyen la cantidad de positivos y negativos, según el modelo establecido, mientras que los Falsos Negativos (FN), definen la cantidad de positivos que fueron clasificados incorrectamente como negativos y los Falsos Positivos (FP), precisan la cantidad de negativos que fueron clasificados incorrectamente como positivos (Zelada, 2017, p.3).

A partir de estos índices se muestran las siguientes métricas:

$$Exactitud = \frac{VP+VN}{Total} \quad (5)$$

$$Tasa\ de\ error = \frac{FP+FN}{Total} \quad (6)$$

$$Sensibilidad = \frac{VP}{Total\ Positivos} \quad (7)$$

$$Especificidad = \frac{VN}{Total\ Negativos} \quad (8)$$

En las ecuaciones (5), (6), (7) y (8) se detallan las métricas de exactitud, tasa de error, sensibilidad y especificidad que van a ser establecidas para determinar las comparaciones de las dos tecnologías comprobando su eficacia y seguridad diagnóstica.

10. Se desarrolla la **Curva ROC**, la que representa una gráfica en sistema de ejes cartesianos, mientras tanto que en el eje de las abscisas la probabilidad de Falso Positivo (FP) (sensibilidad), frente al eje de las ordenadas la probabilidad del Verdadero Positivo (VP) (1-especificidad), también de la curva se puede extraer otros parámetros como el **Área Under**

the Curve (AUC), lo que determina la probabilidad de que un valor aleatorio sea clasificado correctamente (Parra, 2017, p.2).

La representación de la **Curva ROC** se refiere al rendimiento del clasificador, donde enfrenta la probabilidad de Falso Positivo (FP) y la probabilidad de Verdadero Positivo (VP). Se describe en la razón de los verdaderos positivos **VPR** a la sensibilidad y probabilidad de clasificar a una paciente cuya clase real coincida con la predicción, mientras que los falsos positivos **FPR** a la especificidad y probabilidad de clasificar a una paciente en una clase establecida como positiva, resultando que la respuesta final sea negativa como se visualiza en la figura 9-3. y la figura 10

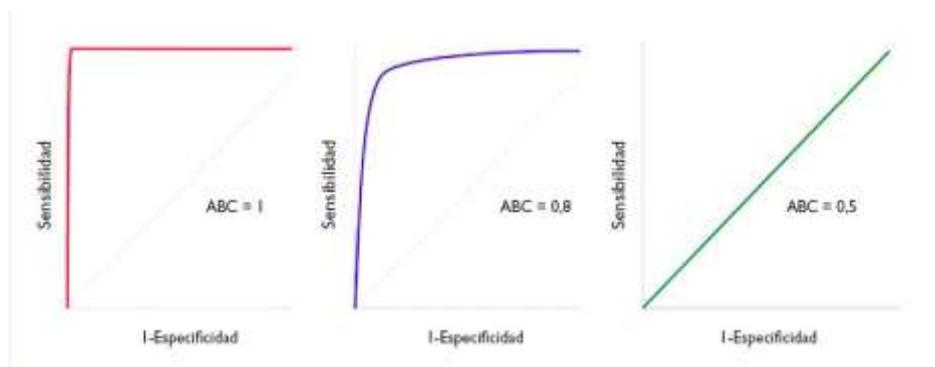


Figura 9-3: Ejemplos de curvas ROC.

Fuente: (Molina y Ochoa, 2017).

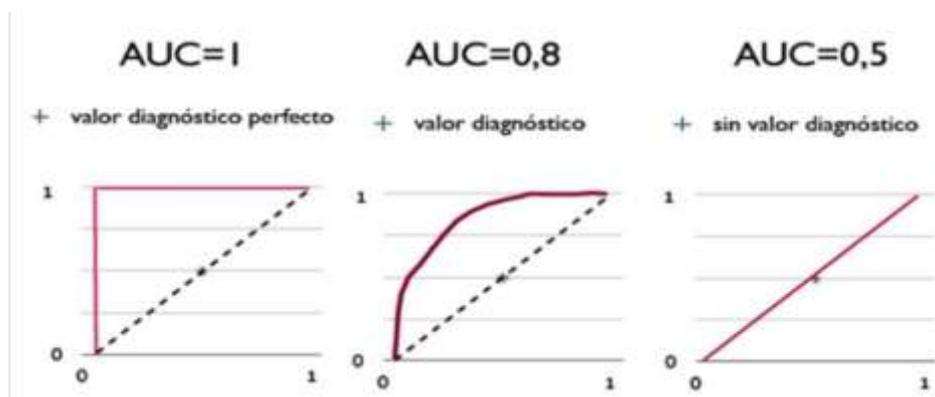


Figura 10-3: Valor diagnóstico de las curvas ROC.

Fuente: (Parra, 2017).

11. Tras definir todas las variables introducidas en el código propuesto se proporciona los factores estadísticos que presentan los índices y métricas para ello también se ocupó la aplicación Classification Learner App, empleada para dar una mayor relevancia a los resultados de las dos tecnologías y con ello evaluar su eficacia y seguridad diagnóstica.
12. Procedente a eso la vista de los resultados obtenidos de los parámetros especificados en los esquemas de clasificación utilizando el Classification Learner App en los apartados anteriores

y el desbalance de la base de datos utilizada con los modelos descritos se obtiene las métricas como sensibilidad, especificidad, exactitud y tasa de error, con ello se puede ver las diferencias entre ellas.

Tabla 7-3: Tabulación para la comparación de métricas

COMPARACIÓN DE MÉTRICAS							
PET				PEM			
VP	FP	VN	FN	VP	FP	VN	FN
Sensibilidad		Especificidad		Sensibilidad		Especificidad	
83%		86%		92%		94%	
Exactitud		Tasa de error		Exactitud		Tasa de error	
85%		35%		92%		15%	
<i>Área Under the Curve (AUC). 82%</i>				<i>Área Under the Curve (AUC). 94%</i>			

Realizado por: Freire Navas, Estefanía. 2021.

13. Después de la demostración de la comparación de las métricas, se procede a la realización de la interfaz gráfica de usuario GUIDE, descrita en la parte 2.2.5 del capítulo II, esto se puede evidenciar en la parte de ANEXOS.

3.3.1. *Discusión de resultados*

Con el algoritmo matemático ejecutado se estableció como resultado que la especificidad, sensibilidad y exactitud es de mayor porcentaje en un rango de (92% a 94%) para la tecnología (PEM), mientras que para la tecnología (PET), se encuentra en un rango de (83% a 86%), la tasa de error es de (35%) para (PET), y para (PEM) es de (15%), también se identifica que la **Curva ROC** del índice del área bajo la curva (AUC), se encuentra con una diferencia del (12%), la cual considera de un alto valor diagnóstico, está da respuesta que al tratamiento elegido como positivo de un paciente se prediga correctamente, diferenciándole con un paciente de clase negativa, por lo tanto la (PEM) es un mejor indicador de la eficacia y seguridad diagnóstica, resultados que se sustentan con investigaciones de (Cueva, 2019:p.47), (Azpeitia et al., 2016: pp.78-85) y (Ferrer et al., 2013: p.1).

CONCLUSIONES

- Mediante la revisión con base a la literatura científica se determinó que la tecnología de mamografía por emisión de positrones (PEM) es la más eficaz con respecto a la tomografía por emisión de positrones (PET) debido a sus configuraciones físicas y técnicas se comprobó que, según su estructura y funcionamiento por medio de las aplicaciones, la (PEM), tiene mayor focalización para la mama, mayor precisión y exactitud con base en el diagnóstico.
- La tecnología (PEM) es precisa porque es local para determinar el diagnóstico temprano de cáncer de mama, mientras tanto con la tecnología (PET) se evidencia cambios en el metabolismo del tumor previo a observar variaciones morfológicas en la mama; la (PET) ayuda en la estadificación de pacientes con cáncer de mama en etapa de metástasis.
- Mediante la corroboración de datos en el análisis de texturas se comprobó que en la especificidad, sensibilidad y exactitud es de mayor porcentaje en un rango de (92% a 94%) para la tecnología (PEM), mientras que para la tecnología (PET), se encuentra en un rango de (83% a 86%), la tasa de error es de (35%) para (PET), y para (PEM) es de (15%), también se identifica que la Curva ROC del índice del área bajo la curva (AUC), se encuentra con una diferencia del (12%), la cual considera de un alto valor diagnóstico demostrando que la (PEM) es un mejor indicador de eficacia y seguridad diagnóstica.

RECOMENDACIONES

- Para la elaboración de los resultados del código implementado en el análisis de texturas se advierte conocer a profundidad los principios y el funcionamiento básico de los códigos fuentes para una mejor ejecución del programa.
- Realizar convenios entre las instituciones que realizan medicina nuclear y la academia para la investigación, análisis y corregistro de casos porque está sería de gran impacto para la prevención, diagnóstico y tratamiento.
- Al ministerio de salud que prioricé en los centros hospitalarios del país la adquisición de equipos de diagnóstico para cáncer de mama, ya que existe un alto índice de morbimortalidad debido a este padecimiento, por lo que sería de gran ayuda la existencia de estos para ofrecer un pronóstico temprano y una mejor planificación con el tratamiento de esta enfermedad.

GLOSARIO

Cáncer de mama: Lesión en mama demostrada como malignidad por estudio histopatológico (Azpeitia et al., 2016: pp.78-85).

Carcinoma mamario ductal in situ: Es aquel carcinoma de mama originado en el epitelio ductal, sin evidencia de invasión en el estroma (Gerencia central de prestaciones de salud, 2016, p.20).

Tomografía por emisión de positrones: Es un método no invasivo de diagnóstico por imágenes que proporciona información acerca de la funcionalidad de los tejidos en forma tridimensional (Pichón et al., 2018: pp.4-5).

Tomografía por emisión de positrones combinada con la tomografía computarizada (PET/CT): Utiliza dos métodos de exploración con imágenes esta proporciona datos funcionales de las vías metabólicas que estén activas en las células o tejidos (Exploraciones con tomografía computarizada (TC) para el cáncer, 2019 p.2).

Mamografía por emisión de positrones: Es una modalidad diagnóstica para el cáncer de mama, esta herramienta diagnostica moderna (García y Villaseñor, 2012: p.281).

18F-Fludesoxiglucosa (18F-FDG): El radiofármaco más utilizado es la 2-[18F]-flúor-2-desoxi-D-glucosa (18FDG), un análogo radiactivo de la glucosa que emite positrones y se obtiene al combinar el isótopo flúor- 18 con una molécula de desoxiglucosa (Azpeitia et al., 2016: pp.78- 75).

Sensibilidad: Es la probabilidad de clasificar correctamente a un individuo enfermo, es decir la probabilidad de que un sujeto enfermo obtenga en la prueba un resultado positivo (Pita y Pértegas, 2003: p.2).

Especificidad: Es la probabilidad de clasificar correctamente a un individuo sano, es decir la probabilidad de que un sujeto sano obtenga un resultado negativo (Pita y Pértegas, 2003: p.2).

Exactitud: La probabilidad de que el resultado del examen del sujeto prediga correctamente la presencia o ausencia de la enfermedad (Bravo y Cruz, 2015: p.160).

Resolución espacial: Es la capacidad de distinguir estructuras de tamaño pequeño (Bravo y Cruz, 2015: p.162).

BIBLIOGRAFÍA

ACUERDO REGIONAL DE COOPERACIÓN PARA LA PROMOCIÓN DE LA CIENCIA Y LA TECNOLOGÍA NUCLEARES EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE (ARCAL). IAEA [en línea], 2020. Disponible en: <https://www.iaea.org/es/el-oiea/acuerdo-regional-de-cooperacion-para-la-promocion-de-la-ciencia-y-la-tecnologia-nucleares-en-america-latina-y-el-caribe-arc>.

ALCANTARA, David; et al. *Molecular imaging of breast cancer: present and future directions. Laboratory of Metabolomics and Molecular Imaging, BIONAND, Centro Andaluz de Nanomedicina y Biotecnología (Junta de Andalucía, Universidad de Málaga)* [en línea], 2014, pp. 1-11. DOI <https://doi.org/10.3389/fchem.2014.00112>. Disponible en: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fchem.2014.00112/full>.

AZPEITIA, Luis; et al. *Mastografía por emisión de positrones: revisión de un promisorio instrumento diagnóstico* Positron emission mammography: A review of a promising diagnostic tool. Gaceta Mexicana de Oncología [en línea], 2016, vol. Volumen 15, no. 2, pp. 78-85. DOI <https://doi.org/10.1016/j.gamo.2016.03.004>. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1665920116300050>.

BENET, Mónica. *Análisis de texturas de imágenes de resonancia magnética de tumores cerebrales para la caracterización y clasificación de distintas regiones de interés* [en línea], 2015, S.l.: Universidad Politécnica de Valencia. Disponible en: https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/67519/35593872_TFG_14677375765665180638801430301192.pdf?sequence=2&isAllowed=y.

BRAVO, Sebastián; & CRUZ, Juan Pablo. *Estudios de exactitud diagnóstica: Herramientas para su Interpretación.* Revista Chilena de Radiología [en línea], 2015, vol. 21, no. 4, pp. 158-164. Disponible en: <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rchradiol/v21n4/art07.pdf>.

CAMPOS SAUDIN, Armando; & TAMBUNCA MATEO, Maria Jose. *Eficacia y seguridad del equipo de mamografía por emisión de positrones comparado con la resonancia magnética en cáncer de mama.* Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad. Unidad de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de la Comunidad de Madrid. [en línea], 2016, pp. 28. Disponible en: <http://www.madrid.org/bvirtual/BVCM020317.pdf>.

CANCER.NET. Cancer.Net. *Julio* [en línea], 2019. Disponible en: <https://www.cancer.net/es/tipos-de-cáncer/cáncer-de-mama/estadísticas>.

CÁRDENAS, Jesús; et al. *Consenso Mexicano sobre diagnóstico y tratamiento del cáncer mamario*. Gaceta Mexicana de Oncología [en línea], 2019, vol. Octava rev, pp. 170. Disponible en: http://consensocancermamario.com/documentos/FOLLETO_CONSENSO_DE_CANCER_DE_MAMA_8aRev2019a.PDF.

CÁRDENAS SÁNCHEZ, J; et al. *Consenso Mexicano sobre diagnóstico y tratamiento del cáncer mamario*. Gaceta Mexicana de Oncología [en línea], 2013, vol. Quinta rev, pp. 4-55. Disponible en: <https://www.gamo-smeo.com/temp/CANCER DE MAMA.pdf>.

CORDOVA, Miguel; et al. *Confocal Imaging–Guided Laser Ablation of Basal Cell Carcinomas: An Ex Vivo Study*. Journal of Investigative Dermatology Home [en línea], 2015, vol. 135, no. 2, pp. 612-615. DOI <https://doi.org/10.1038/jid.2014.371>. Disponible en: [https://www.jidonline.org/article/S0022-202X\(15\)37083-4/fulltext](https://www.jidonline.org/article/S0022-202X(15)37083-4/fulltext).

CUEVA GAMARRA, Jessica Sophia. Nueva técnica diagnóstica para el cáncer de mama mamografía por emisión de positrones [en línea]. (Trabajo de Titulación). (Maestría) Universidad Peruana Cayetano Heredia, Peru. 2019. Disponible en: http://repositorio.upch.edu.pe/bitstream/handle/upch/7350/Nueva_CuevaGamarra_Jessica.pdf?sequence=1&isAllowed=y.

DIVISIÓN DE PREVENCIÓN Y CONTROL DEL CÁNCER, CENTROS PARA EL CONTROL Y LA PREVENCIÓN DE ENFERMEDADES. *Cáncer de mama* [en línea], 2020. Disponible en: https://www.cdc.gov/spanish/cancer/breast/basic_info/what-is-breast-cancer.htm.

EQUIPO DE REDACTORES Y EQUIPO DE EDITORES MÉDICOS DE LA SOCIEDAD AMERICANA CONTRA EL CÁNCER. Estudios por imágenes (Radiología) y cáncer. *American Cancer Society* [en línea], 2018. Disponible en: <https://www.cancer.org/es/tratamiento/como-comprender-su/diagnostico/pruebas/estudios-por-imagenes-y-el-cancer.html>.

EVALUACIÓN DE MODELOS DE CLASIFICACIÓN. Estudios por imagen. [en línea]. Disponible en: <https://rpubs.com/chzelada/275494>.

EXPLORACIONES CON TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC) PARA EL CÁNCER. *Instituto Nacional del Cancer*, 2019.

FERNÁNDEZ, César. *Medicina Nuclear. Tomografía de Emisión de Positrones, PET.* [en línea], 2017. Disponible en: http://www.medicinanuclear.cl/pet_indice-2.htm.

FERRER, J; et al. *Valoración de la eficacia de la mamografía por emisión de positrones en el diagnóstico inicial del cáncer de mama.* *Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular*, [en línea], 2013. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-medicina-nuclear-e-125-congresos-xxxiii-congreso-sociedad-espanola-medicina-4-sesion-cancer-mama-345-comunicacion-valoracion-de-la-eficacia-de-3894-pdf>

FORADORI, A, & ORELLANA. *Medicina nuclear*, [en línea], enero 1986. S.l.: s.n.

GARCÍA GÓMEZA, Jaime, & VILLASEÑOR NAVARRO, Yolanda. *Positron emission mammography (PEM).* *Gaceta Mexicana de Oncología* [en línea], 2011, vol. Vol.11, pp. 281-287. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-gaceta-mexicana-oncologia-305-articulo-mastografia-por-emision-positrones-pem-X1665920112544927>.

GERENCIA CENTRAL DE PRESTACIONES DE SALUD, G. DE POLITICAS Y NORMAS DE ATENCION INTEGRAL DE SALUD. *“Detección temprana del cáncer de mama en essalud”* [en línea], 2016. Seguro Soc. Lima-Peru: s.n. Disponible en: http://www.essalud.gob.pe/ietsi/pdfs/guias/DIREC_DETECCION_TEMP_CANCER_MAMA.pdf.

HERVÁS BENITO, Isabel; et al. *La Tomografía de emisión de positrones (PET) y la PET-TAC. Dos apuestas seguras para un futuro próximo.* *Monográfico: Radiología Digital* [en línea], 2015, pp. 74-85. Disponible en: http://scholar.googleusercontent.com/scholar?q=cache:qOu8v6cH8PIJ:scholar.google.com/&hl=en&as_sdt=0,5.

HUMM, J, & ROSENFELD ANATOLY. *From detectors to PET scanners.* *European Journal of Nuclear Medicine*, [en línea], 2003, vol. 30, pp. 1574–1597. [Consulta: 2 marzo 2021]. DOI 10.1007/s00259-003-1266-2. Disponible en: <https://sci-hub.se/10.1007/s00259-003-1266-2>.

ILLANES, Luis, & PEREZ, Amalia. *Tomografía por emisión de positrones. Fundamentos y aplicaciones clínicas* [en línea]. La Plata: Universidad Nacional de La Plata. Disponible en:

http://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/32375/Documento_completo___.pdf?sequence=1&isAllowed=y.

LAICA, Diana. *El Cáncer de Mama: síntomas y detección.* Clínica Santiago [en línea], 2020. Disponible en: <https://www.clinicasantiago.com.ec/cancer-de-mama/#:~:text=Cifras acerca del Cáncer de Mama en Ecuador&text=En el Ecuador%2C se estima,casos con cáncer de mama>.

MANCEBO, Maria. *Análisis de texturas de imágenes pet/ct para la caracterización, cuantificación y ayuda en el diagnóstico del cáncer de mama* [en línea], 2019. S.l.: UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALÉNCIA. Disponible en: https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/127655/48150604N_TFG_15676023850283846992197092884215.pdf?sequence=2&isAllowed=y.

MARTÍ BONMATÍ, K; et al. *Biomarcadores de imagen, imagen cuantitativa y bioingeniería.* Radiología [en línea], 2012, vol. 54 (3), pp. 269-278. DOI 10.1016/j.rx.2010.12.013. Disponible en: <https://sci-hub.se/https://doi.org/10.1016/j.rx.2010.12.013>.

MARTÍNEZ NÚÑEZ, Andrea; et al. *Mamografía por emisión de positrones (PEM) Técnica útil y especial para el diagnóstico del Cáncer de Mama.* Revista Federación Ecuatoriana de Radiología e Imagen [en línea], 2018, pp. 21-26. Disponible en: <https://docs.bvsalud.org/biblioref/2019/06/1005186/articulo-3-volumen-11-n1.pdf>.

MARTÍNEZ VALENCIA, Mariana; et al. *Análisis de textura en imágenes de resonancia magnética de cráneo.* Pistas Educativas [en línea], 2019 pp. 13. Disponible en: <file:///C:/Users/LENOVO LEGION/Downloads/1888-6317-1-PB.pdf>.

MENESES ARÉVALO, Alexis, & TOLOZA CANO, Daissy. *Tomografía por emisión de positrones PET.* Dalcame Grupo de Investigación Biomédica [en línea], 2017. Disponible en: <http://www.dalcame.com/wdescarga/pet.pdf>.

MINISTERIO DE SALUD PÚBLICA DEL ECUADOR, INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL, S. de L.C. el C., 2012. *NORMATIVA DE APLICACIÓN DE PET-CT* [en línea], 2012, S.l.: s.n. Disponible en: <https://aplicaciones.msp.gob.ec/salud/archivosdigitales/documentosDirecciones/dnn/archivos/NORMATIVA DE APLICACIÓN DE PET-CT.pdf>.

MOLINA OCHOA. *Pruebas diagnósticas con resultados continuos o Politómicos. Curvas ROC.* [en línea], 2017, vol.13. Disponible en: <http://www.evidenciasenpediatria.es/EnlaceArticulo?ref=2017;13:12>.

NARAYANAN DEEPA, B. *Dedicated Breast Gamma Camera Imaging and Breast PET: Current Status and Future Directions.* PET clinis, [en línea], 2018, [Consulta: 2 marzo 2021]. DOI <https://sci-hub.se/10.1016/j.cpet.2018.02.008>. Disponible en: <https://sci-hub.se/10.1016/j.cpet.2018.02.008>.

NÚÑEZ, Margarita. *Tomografía por Emisión de Positrones (PET): Fundamentos* [en línea], 2008. Montevideo, Uruguay: s.n. Disponible en: https://www.alasbimn.net/comites/tecnologos/material/Fundamentos_PET.pdf.

ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD. CÁNCER [en línea], 2021. Disponible en: <https://www.who.int/topics/cancer/es/>.

PARRA, Francisco. *Estadística y Machine Learning con R* [en línea], 2017, S.l.: s.n. Disponible en: https://rstudio-pubs-static.s3.amazonaws.com/293405_4029f1f23f834b7195189d5504a436b2.html.

PICHÓN RIVIERE, Andres; et al. *Tomografía por emisión de positrones (PET) en el seguimiento rutinario de neoplasias seleccionadas* [en línea], 2018. Buenos Aires-Argentina: s.n. Disponible en: <https://docs.bvsalud.org/biblioref/2018/10/947426/pet-seguimiento-de-neoplasias-seleccionadas.pdf>.

PRUEBAS DIAGNÓSTICAS. Pita Fernandez, Pértegas Diaz [en línea], 2003, pp.120-1204. Disponible en: http://fisterra.com/mbe/investiga/pruebas_diagnosticas/pruebas_diagnosticas2.pdf.

RAHIM, Sania; et al. *Correlation of PUV and SUV in the Extremities while using PEM as a High Resolution Positron Emission Scanner.* Skeletal Radiol. [en línea], 2014, vol. 43, pp. 453-458. DOI 10.1007/s00256-013-1795-0. Disponible en: <https://sci-hub.se/10.1007/s00256-013-1795-0>.

SALUT I FORÇA. *Funcionamiento de un Tomografo PET.* Salut i Força, [en línea], 2009. Disponible en: http://res.clinicarotger.es/prensa/20090209_01.pdf

SCALCO, E, & RIZZO. Texture analysis of medical images for radiotherapy applications. British Institute of Radiology [en línea], 2016, pp. 15. DOI <https://doi.org/10.1259/bjr.20160642>. Disponible en: <https://www.birpublications.org/doi/pdfplus/10.1259/bjr.20160642>.

SCHILLING, Kathy; et al. *The role of positron emission mammography in breast cancer imaging and management.* Applied Radiolog, [en línea], 2008, pp 37(4), 26–36. Disponible en: http://www.bocaradiology.com/images/Womens-imaging/Resources/PEM-Applied_rads_04-08.pdf.

SEEMANN, M; et al. *PET/CT: Fundamental Principles.* 2018 Eur J Med. S.l.: s.n.

SERNA MACÍAS, José; et al. *Tomografía por emisión de positrones/tomografía computada en tumores mamarios.* ACTA MÉDICA GRUPO ÁNGELES [en línea], vol. 14, pp. 13-21. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/actmed/am-2016/ams161c.pdf>.

SHANNON, B; et al. *Clinical utility of positron emission mammography.* Baylor University Medical Center Proceedings [en línea], 2013, pp. 314-319. DOI <https://doi.org/10.1080/08998280.2013.11928996>. Disponible en: <https://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/08998280.2013.11928996?needAccess=true>.

TORRES ESPALLARDO, I. *PET/TAC: bases físicas, instrumentación y avances.* Radiología [en línea], 2016, pp. 15. DOI . PET/TAC: bases físicas, instrumentación y <http://dx.doi.org/10.1016/j.rx.2016.10.010>. Disponible en: <https://sci-hub.se/https://doi.org/10.1016/j.rx.2016.10.010>.

UNIVERSIDAD DE SEVILLA. (2018). *"El Hospital Virgen del Rocío firma un convenio con la US para usar los equipos del Centro Nacional de Aceleradores"*. Universidad de Sevilla. <https://www.us.es/actualidad-de-la-us/el-hospital-virgen-del-rocio-firma-un-convenio-con-la-us-para-usar-los-equipos>

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALÉNCIA. Tratamiento de imágenes digitales mediante wavelets. [en línea], 2020. Disponible en: <http://personales.upv.es/aperis/wavelets/imagenes/indice.htm>.

VELÁSQUEZ, Maria Victoria. *Imágenes moleculares en la evaluación de la glándula mamaria.* [en línea], 2013. Disponible en: https://www.webcir.org/revistavirtual/articulos/diciembre13/argentina/arg_espanol_faardit.pdf.

ZELADA, Carlos. *Evaluación de modelos de clasificación* [en línea]. 2017. S.l.: s.n. Disponible en: <https://rpubs.com/chzelada/275494>.

ANEXOS

En esta sección se muestran los archivos e imágenes utilizadas mediante la creación del algoritmo matemático en Matlab.

ANEXO A: MUESTRA EL CÓDIGO GENERADO EN MATLAB

```
clear all
clc
close all
%-----
%LEER LOS CASOS DEL ARCHIVO EN EXCEL
TIPO=['PET_1';'PEM_1']
p=1

if TIPO(p,:)=='PET_1'
casos=xlsread('/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB/casos.xlsx','Hoja1')
else TIPO(p,:)=='PEM_1'
casos=xlsread('/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB/casos.xlsx','Hoja2')
end

[m n]=size(casos);
%-----

%LECTURA DE IMAGENES PET
m=1

for a=1:m
%a=1
ruta_archivos_dcm= strcat('/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB/',TIPO(p,:)); % Ruta de
archivo DCM

ruta_archivos_nii= strcat('/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB/',TIPO(p,:),'/NIFTI/'); %
Ruta de archivo NII
roi_ruta_archivos_nii=
strcat('/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB/',TIPO(p,:),'/ROI_NIFTI/'); % Ruta de archivo
roi

tipo_dcm=strcat('/SE',num2str(casos(a,1)),'/IM',num2str(casos(a,2)),'.dcm');
%tipo_nii=strcat('/C',num2str(casos(a,1)),'_',num2str(casos(a,2)),'_IM',num2str(a),'.nii');

hdr=dicominfo(strcat(strcat(ruta_archivos_dcm,tipo_dcm)));

tipo_nii=strcat('C',num2str(casos(a,1)),'_',num2str(casos(a,2)),'_IM',num2str(a),'.nii') %
Archivo principal
Volumen=load_untouch_nii(strcat(ruta_archivos_nii,tipo_nii)) ; % Describe
caracterisitas de la imagen principal

Volumen=Volumen.img;

roi_tipo_nii=strcat('ROI_C',num2str(casos(a,1)),'_',num2str(casos(a,2)),'_IM',num2str(a),'.nii') %
Archivo ROI

ROI=load_untouch_nii(strcat(roi_ruta_archivos_nii,roi_tipo_nii)) %
Describe caracterisitas de la imagen principal
```

```

ROI=ROI.img;

%Volumen=(Volumen*hdr.RescaleSlope)+(hdr.RescaleIntercept)
ROI=rot90(ROI);
ROI=double(ROI);

%INICIO DEL ANALISIS DE TEXTURA
%-----
% Introducci√n de datos de identificaci√n:

Timepoint=input('introduce el timepoint:', 's');
Patient=input('introduce el paciente:', 's');
Tercio=0;
Volumen=double(Volumen);
ROI(ROI==0)=NaN;
volMasked=Volumen.*ROI;
nivelesGris=64;
kernel = [0 1; -1 1; -1 0; -1 -1];
c=0;

if Tercio==0
Region=1:size(volMasked,3);
end

for i=Region
if ~isnan(max(max(volMasked(:, :, i))))
[glcm,im]=graycomatrix(volMasked(:, :, i), 'NumLevels',nivelesGris,'GrayLimits',[], 'offset',kernel);

radiomics=GLCMFeatures(glcm);
try
radiomicsTot=[radiomics radiomicsTot];
catch
radiomicsTot=radiomics;
end
c=c+1;
% clear radiomics
end
end
%%%
stats=fieldnames(radiomicsTot);

for i=1:length(stats)
radiomicsConc.(char(stats(i)))=horzcat(radiomicsTot.(char(stats(i))));
valores=radiomicsConc.(char(stats(i)));
voxeles=find(~isnan(valores));
valores=valores(voxeles);
radiomicsConc.(char(stats(i)))=mean(valores);
end

%RADIOMICS DE CADA CORTE
%-----
for i=1:length(stats)
for j=1:length(radiomicsTot)
radiomicsConcFull(j).(char(stats(i)))=mean(radiomicsTot(j).(char(stats(i))));
end
end

volMasked1=volMasked(:, :, Region);
vox=find(~isnan(volMasked1));

```

```

val=volMasked1(vox);
radiomicsConc.kurtosis=kurtosis(val);
radiomicsConc.skewness=skewness(val);
radiomicsConc.mean=mean(val);
radiomicsConc.std=std(val);
radiomicsConc.median=median(val);
radiomicsConc.p25=prctile(val,25);
radiomicsConc.p75=prctile(val,75);

```

%VOLUMEN/VOLUMEN SUPERINTENSOS

```

%-----
PixelSpacing1=hdr.PixelSpacing(1);
PixelSpacing2=hdr.PixelSpacing(2);
SpacingBetweenSlices=hdr.SliceThickness;
voxVol=find(~isnan(ROI));
volumen=length(voxVol)*PixelSpacing1*PixelSpacing2*SpacingBetweenSlices;
volumen=volumen/1000;
valSI=val(val>(1200-1024));
volumenSI=length(valSI)*PixelSpacing1*PixelSpacing2*SpacingBetweenSlices;
volumenSI=volumenSI/1000;
volSIRel=(volumenSI/volumen)*100;

```

%ALMACENAMIENTO EN EXCEL

```

%-----
radiomics=radiomicsConc;
direccionExcel='/Users/katherinafreire/Documents/MATLAB';
nombreexcel=strcat(direccionExcel, '/', 'Texturas.xls');

```

```

%if exist(nombreexcel)~=2
%CREAR EXCEL

```

```

%-----
titulos={'Timepoint', 'Patient', 'Surname', 'Name', 'ID', 'Sex', 'Birthdate', 'Study Date', 'Auto
Correlation', 'Cluster Prominence', 'Cluster Shade', 'Contrast', 'Correlation', 'Difference
Entropy', 'Difference Variance', 'Dissimilarity', 'Energy', 'Entropy', 'Homogeneity', 'Information
Measure Of Correlation 1', 'Information Measure Of Correlation 2', 'Inverse Difference',
'Maximum Probability', 'Sum Average', 'Sum Entropy', 'Sum Of Squares Variance', 'Sum
Variance', 'Kurtosis', 'Skewness', 'Intensity Mean', 'Intensity Std. Deviation', 'Intensity
Median', 'Intensity p25', 'Intensity p75', 'Volume', 'Abs. HI Volume', 'Rel. HI Volume'};
estado=xlswrite(nombreexcel, titulos, 'Hoja1', 'A1')
end

```

```

disp('Almacenando en Excel');
paramsExcel={Timepoint, Patient, hdr.PatientName.FamilyName, '-
', hdr.PatientID, hdr.PatientSex, hdr.PatientBirthDate, hdr.StudyDate, radiomics.autoCorrelation, rad
iomics.clusterProminence, radiomics.clusterShade, radiomics.contrast, radiomics.correlation, radio
mics.differenceEntropy, radiomics.differenceVariance, radiomics.dissimilarity, radiomics.energy, ra
diomics.entropy, radiomics.homogeneity, radiomics.informationMeasureOfCorrelation1, radiomics
.informationMeasureOfCorrelation2, radiomics.inverseDifference, radiomics.maximumProbability,
radiomics.sumAverage, radiomics.sumEntropy, radiomics.sumOfSquaresVariance, radiomics.sum
Variance, radiomics.kurtosis, radiomics.skewness, radiomics.mean, radiomics.std, radiomics.media
n, radiomics.p25, radiomics.p75, volumen, volumenSI, volSIRel};
end

```

```

[datos, texto]=xlsread(nombreexcel, 'Hoja1');
tamDatos=size(datos);

```

```

tamDatosFil=tamDatos(1);

```

```

estado=xlswrite(nombreexcel, paramsExcel, 'Hoja1', strcat('A', num2str(tamDatosFil+2), ':AJ', num2

```

```

str(tamDatosFil+2));

%-----
% OBTENCCION DE LA MATRIZ DE CORRELACION
%-----

%%
data = xlsread('Texturas.xls');

r=find(data(:,1) == 1) % El timepoint esto reflejado en la primera columna
data(r,:)=[] % Nos quedamos onicamente con datos de timepoint 0
data=data(:,9:end)

matriz_r =corrcoef(data); % Coiculo matriz de correlacion cruzada

parametros = {'Auto Correlation','Cluster Prominence','Cluster Shade','Contrast','Correlation','Difference Entropy','Difference Variance','Dissimilarity','Energy','Entropy','Homogeneity','Info Measure Of Correlation 1','Info Measure Of Correlation 2','Inverse Difference','Maximum Probability','Sum Average','Sum Entropy','Sum Of Squares Variance','Sum Variance','Kurtosis','Skewness','Intensity Mean','Intensity Std. Deviation','Intensity Median','Intensity p25','Intensity p75','Volume','Abs. HI Volume'}

% Mapa de calor sin agrupar
%matriz_r

h1=HeatMap(matriz_r, 'ColorMap',
redbluecmap,'RowLabels',parametros,'ColumnLabels',parametros)
% Mapa de calor agrupado
cg = clustergram(matriz_r,'Colormap', redbluecmap)
set(cg,'RowLabels',parametros,'ColumnLabels',parametros)

%Umbralizacion: para mantener la reorganizacion, la umbralizacion se
%realiza utilizando un colormap propio que me indique unicamente los valores que quiero.
mymap = [0 0 0.2 ;1 1 1; 1 1 1; 1 1 1; 1 1 1;1 1 1; 1 1 1; 1 1 1; 0.5 0 0];
cgu = clustergram(matriz_r,'Colormap', mymap) % Mapa de calor con umbral
set(cgu,'RowLabels',parametros,'ColumnLabels',parametros)

%-----
%DISEo DEL CLASIFICADOR:
%-----

data_1 = [data(:,1) data(:,2) data(:,3) data(:,4) data(:,6) data(:,8) data(:,9) data(:,10) data(:,11)
data(:,12) data(:,14) data(:,16) data(:,17) data(:,18) data(:,19) data(:,20) data(:,21) data(:,22)
data(:,24) data(:,25) data(:,26)] % 21 parometros

nombres = {'Auto Correlation','Cluster Prominence','Cluster Shade','Contrast','Difference Entropy','Dissimilarity','Energy','Entropy','Homogeneity','Info Measure Of Correlation 1','Inverse Difference','Sum Average','Sum Entropy','Sum Of Squares Variance','Sum Variance','Kurtosis','Skewness','Intensity Mean','Intensity Median','Intensity p25','Intensity p75'};

[Z3,mu,sigma] = zscore(data_1); % Normalizacion de las variables con zscore

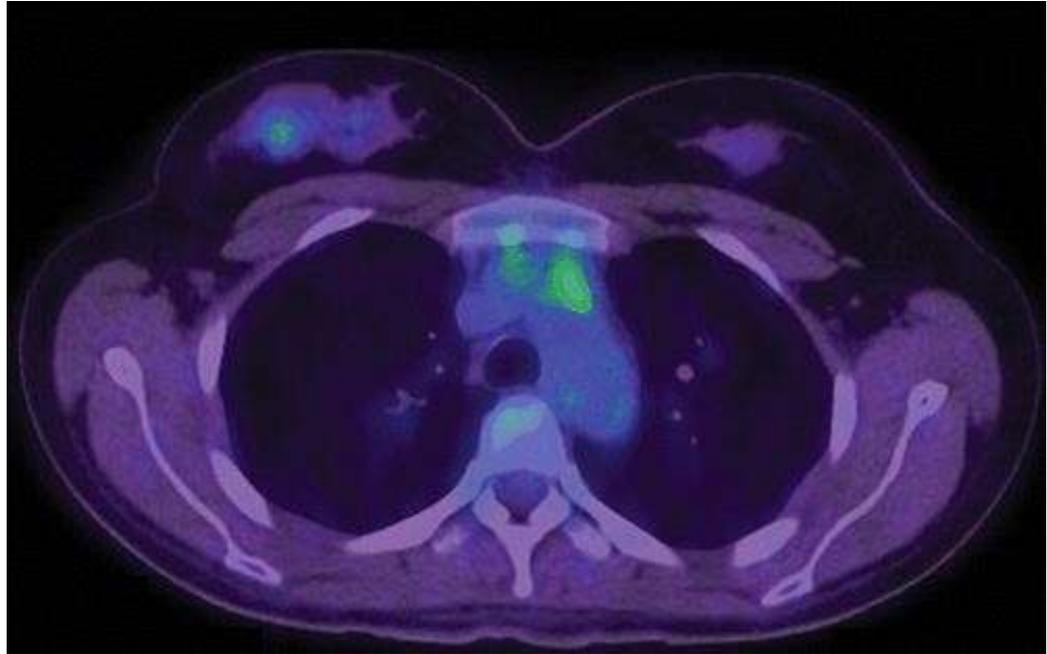
% Obtencion de la variacion moxima en la poblacion
rango = zeros(21,2);
for i=1:21
rango(i,1)= min(Z3(:,i));
rango(i,2)=max(Z3(:,i));
end

```

```
diff = rango(:,2)- rango(:,1);  
% Una vez se obtiene esta diferencia, para cada subconjunto se calculado en la figura 11, se  
% escoge el mayor  $\sqrt{t}$  en total 8  
bm = [data(:,2) data(:,3) data(:,4) data(:,8) data(:,9) data(:,12) data(:,16) data(:,21)];  
  
disp('EL PROGRAMA ACABA DE COMPILAR AL 100 %')
```

ANEXO B: MUESTRA DE LA IMAGEN MÉDICA DE TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PET).

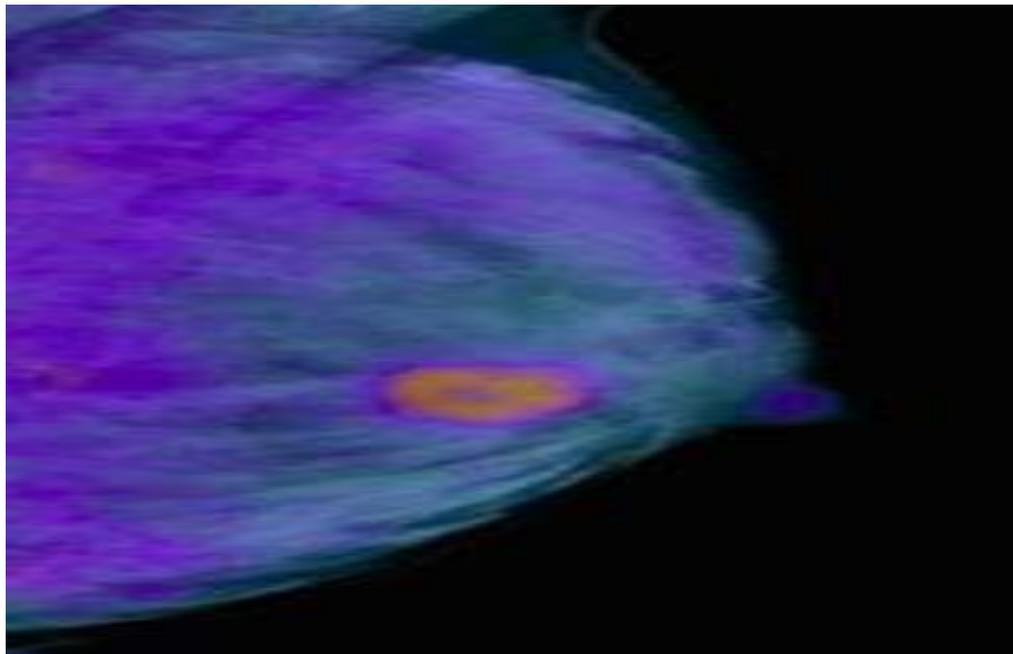
En el caso para análisis de texturas ocupamos la imagen (PET/CT), la imagen médica se encuentra segmentada y marcada con el ^{18}F -FDG



Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

ANEXO C: MUESTRA DE LA IMAGEN MÉDICA DE MAMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PEM).

La imagen médica se encuentra segmentada y marcada con el ^{18}F -FDG



Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

ANEXO D: INTERFAZ GRÁFICA (GUIDE)

DESARROLLO

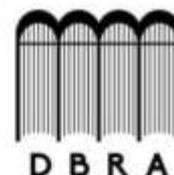


Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.

PRESENTACIÓN



Realizado por: Freire Navas, Estefania. 2021.



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS DEL APRENDIZAJE
UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS Y ANÁLISIS BIBLIOGRÁFICO Y DOCUMENTAL

REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 27 / 09 / 2021

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: <i>Estefania Katherine Freire Navas</i>
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: <i>Ciencias</i>
Carrera: <i>Física</i>
Título a optar: <i>Biofísica</i>
f. Analista de Biblioteca responsable: <i>Ing. Leonardo Medina Ñuste MSc.</i>

LEONARDO
FABIO MEDINA
NUSTE

Firmado digitalmente por
LEONARDO FABIO
MEDINA NUSTE
Fecha: 2021.09.27
17:19:46 -05'00'



1485-DBRA-UTP-2021