



Universidad Central de Venezuela

Facultad de Ciencias

Escuela de Física

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE CLASIFICACIÓN DE TEJIDOS A CUERPO ENTERO POR IMÁGENES PET/CT

Br. Marcos J. Rivas P.

Dr. Miguel Martín Landrove, Tutor

Caracas, 27 de Octubre del año 2014

Quienes suscriben, miembros del Jurado que examinó el trabajo presentado por el Br. Marcos J. Rivas P., titulado: **“Desarrollo de un sistema de clasificación de tejidos a cuerpo entero por imágenes PET/CT”** para optar al título de Licenciado en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.

Dr. Miguel Martín Landrove, Tutor

Dra. Lisseta D'Onofrio

Dra. Joselen Peña

Fecha

Caracas, 27 de Octubre del año 2014

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE CLASIFICACIÓN DE TEJIDOS A CUERPO ENTERO POR IMÁGENES PET/CT

Br. Marcos J. Rivas P.

Trabajo Especial de Grado presentado
ante la ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título de
Licenciado en Física.

Dr. Miguel Martín Landrove, Tutor

Fecha

A Dios, a mis Padres y a mi Abuela

A mis amigos

AGRADECIMIENTOS

A Dios por su amor infinito, por protegerme, guiarme y darme fuerzas para lograr mis objetivos.

Agradezco a las tres personas más importantes de mi vida y que más amo, que son: mi Madre la Sra. Thais Peña, mi Padre el Sr. Mario Rivas y a mi Abuela y segunda Madre la Sra. Juana Castillo por brindarme todo su amor y apoyo en toda mi vida. También agradezco a mi Tía la Sra. Haydee Peña por su amor.

Estoy muy agradecido con el Dr. Miguel Martín Landrove; gran físico y persona, por permitirme realizar con él mi Trabajo Especial de Grado, por estar siempre dispuesto a ayudarme a desarrollar el trabajo.

También agradezco a mis grandes amigos por brindarme apoyo, una gran amistad y buenos consejos, algunos de ellos son: Manuel González, Alexander Ocanto, Erick Castro, Sebastián Bacadare, David Grande, Ernesto Rondón y José Gregorio. Gracias a Sebastián por darme un gran consejo de hermano para terminar mi tesis que nunca olvidaré, diciéndome: “No debes permitir que las emociones interfieran con tus metas y tu crecimiento profesional”.

Debo agradecer a la persona que más he admirado en mi vida; me refiero al Sr. Shigeru Miyamoto, por darme tantas alegrías gracias a sus grandes creaciones. Gracias a él, he aprendido que todo se puede lograr en esta vida con mucho esfuerzo y amor. Por último, debo agradecer a Mario Bros, Seiya, Goku, Link, Eminem, Kurt Cobain, Darth Vader, El Maestro Yoda, Naruto, Sub-Zero, Donkey Kong, Solid Snake, Big Boss, Squall, Kenshiro, Light Yagami, Ichigo, Aizen, Yusuke Urameshi, Kenshin, Leon S. Kennedy, Ryu Hayabusa, Harry Potter, Mega Man, Frodo, Sora, Samus, entre otros jejeje.

RESUMEN

El PET/CT es un método diagnóstico que permite combinar dos técnicas médicas: la Tomografía Computarizada y la Medicina Nuclear. En este tratamiento no existe peligro para el paciente. La Tomografía por Emisión de Positrones (PET) es un método no invasivo que muestra los cambios moleculares y metabólicos que ocurren en el cuerpo. Para ello, se utilizan fármacos unidos a átomos radioactivos como la Fluorodesoxiglucosa (FDG) o la Fluorocolina, que emiten positrones. La glucosa marcada con flúor se distribuye por el organismo y es consumida por células normales y tumorales. El estudio PET se realiza junto a una Tomografía Computarizada (TC), la cual permite aumentar la eficacia diagnóstica, ya que combina la modalidad metabólica (PET), y la anatómica (TC). El equipo PET/CT es una unidad de exploración con una cavidad en el centro y aros detectores que graban la emisión de positrones emitidos desde el paciente. Por fuera se hallan los tubos de Rayos X y el conjunto de detectores sensibles a la radiación. El paciente se recuesta sobre una camilla móvil que se desliza dentro y fuera de la cavidad. En el presente trabajo, las imágenes PET/CT son analizadas por medio del algoritmo de K-means (K-medias), clasificando los distintos tejidos por medio de la distribución del SUV (Valor de Captación Estandarizado), obteniendo valores promedios del SUV muy parecidos en distintos pacientes para un tejido en específico.

ÍNDICE GENERAL

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN GENERAL Y OBJETIVOS	1
CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO	2
2.1. Medicina Nuclear	2
2.2. Radiactividad	2
2.3. Ley de Decaimiento	4
2.4. Tomografía por Emisión	4
2.4.1. El Principio del Trazador	5
2.4.1.1. Radiofármaco [¹⁸ F]FDG (Fluorodesoxiglucosa)	6
2.4.1.2. Ciclotrón	8
2.4.1.3. SUV (Valor de Captación Estandarizado)	9
2.4.2. Tomografía	10
2.5. Creación de una Imagen de Tomografía por Emisión	12
2.6. Tomografía por Emisión de Positrones	14
2.6.1. El método de Retroproyección Filtrada	16
2.6.2. Reconstrucción Analítica vs Reconstrucción Iterativa de la Imagen	19
2.6.3. Análisis de la Imagen	20
2.7. Tomografía Computarizada	22

2.7.1 Generación de Rayos x	22
2.7.2 Interacción de los Fotones con la Materia	28
2.7.3. Detección de los Rayos x	37
2.7.4. Unidades Hounsfield	41
2.8. Híbrido PET/CT	42
2.9. Imágenes Digitales	43
2.9.1. Imágenes DICOM	44
2.9.2. Sistemas PACS	44
2.10. Segmentación K-means (K-medias)	45
CAPÍTULO 3: METODOLOGÍA	48
3.1. Aplicación del Radiofármaco [^{18}F]FDG	48
3.2. Obtención de las Imágenes PET/CT	49
3.3. Procesamiento y Análisis de las Imágenes por Medio del Algoritmo ...	52
CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y DISCUSIONES	54
CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES	60
CAPÍTULO 6: RECOMENDACIONES	61
BIBLIOGRAFÍA	62
APÉNDICE	63

LISTA DE FIGURAS

2.1. Representación esquemática de la separación de tres tipos de radiación emitida por el Radio bajo la influencia de un campo magnético (aplicado perpendicular al plano del papel)	3
2.2. Corte axial de una imagen PET del cerebro, mostrando el metabolismo de la glucosa relacionada con el nivel de activación neuronal. El brillo en cada punto es proporcional a la concentración del radiotrazador	7
2.3. Porción de una imagen PET, obtenida usando el $[^{18}\text{F}]\text{FDG}$, mostrando una lesión metastásica como un punto brillante en el pulmón (indicada por la flecha)	7
2.4.1. El Ciclotrón	9
2.4.2. Proyección paralela unidimensional de un corte bidimensional del interior de un objeto	11
2.5. Escáner PET. El paciente se coloca dentro de la abertura del escáner y se obtienen las imágenes por el hardware detector contenido dentro del alojamiento circundante	13
2.6. Diagrama esquemático de colimación electrónica (coincidencia detección) en PET. Dos rayos gamma emitidos como resultado de la aniquilación de positrones se sintió en dos detectores casi al mismo instante. Por lo tanto, se puede inferir que un evento de decaimiento se produjo a lo largo del segmento de línea que conecta a los detectores participantes. Este segmento de línea es descrito por coordenadas (x_r, ϕ)	15

2.7. Imagen del corte del objeto $f(x,y)$ 17

2.8. (a) Proyección idealizada del corte de la imagen para un ángulo particular, y (b) retroproyección para el mismo ángulo. Las áreas brillantes de la imagen y de la proyección denotan altos contadores de tasas, como se indica en la barra de color en el extremo izquierdo. Los datos reales del PET no están bien descritos por este modelo de proyección simplificada debido a la atenuación, falta de definición, dispersión y el ruido; Sin embargo, el modelo no captura el proceso esencial de la formación de una imagen a partir de datos de proyección. Con adecuadas correcciones, el método de retroproyección filtrada produce razonablemente buenas imágenes a pesar de su adhesión a un modelo idealizado del proceso de obtención de imágenes 18

2.9. Imágenes reconstruidas mediante retroproyección filtrada de diferentes números de proyecciones igualmente espaciados. El número de puntos de vista incluidos en cada reconstrucción se muestra por encima de su imagen 19

2.10. Imagen paramétrica derivada del PET que muestra las regiones del cerebro afectadas por un fármaco antidepresivo. Regiones azules muestran metabolismo disminuido de la glucosa; regiones rojas muestran metabolismo elevado 21

2.11. Dibujo esquemático de un tubo de rayos X. Los electrones térmicos escapan de un filamento del cátodo que es calentado directamente aproximadamente a 2400K. Los electrones son acelerados en el campo eléctrico entre el cátodo y el ánodo. La radiación de rayos X emerge de la desaceleración de los electrones rápidos después de su entrada en el material del ánodo 23

2.12. El haz de electrones se controla mediante un electrodo de forma cilíndrica, que contiene el cátodo con potencial opuesto. De esta manera, los electrones son dirigidos a un pequeño punto focal en el ánodo 24

2.13. Espectro de rayos X de un ánodo de tungsteno con voltajes de aceleración en el intervalo de $U_a = 80 - 140\text{kV}$. El ángulo del ánodo es de 10° . La gráfica de la intensidad vs longitud de onda muestra la línea característica del espectro, así como la radiación de frenado continua. La longitud de onda mínima se determina con la energía total, eU_a , del electrón alcanzando el ánodo. Ilustraciones de los procesos: a) un bremsstrahlung, b) emisión característica, c) proceso Auger y d) colisión directa del electrón con el núcleo 25

2.14. Modelo matemático de la atenuación monocromática de los rayos x. Los fotones pasan a través de un objeto de espesor $\Delta\eta$ con un coeficiente de atenuación constante μ . Partes iguales del mismo medio absorbente atenúan en iguales fracciones a la radiación 29

2.15. Principios de la interacción de los fotones con la materia. Para el proceso de Rayleigh la antena de dipolo característica se ilustra. Para la producción de pares el proceso sucesivo de aniquilación de pares se ilustra también 32

2.16. Corte Esquemático de dos cámaras ionizantes adyacentes de una colección de detectores de X_e 38

2.17. Coeficiente de atenuación másico para las principales interacciones fotón-materia en materiales detectores. Debido al hecho de que, dentro de la relevante ventana de energía de diagnóstico, el coeficiente de atenuación másico debido a la absorción fotoeléctrica para el Gd_2O_3 es mayor que la de Xenón, la eficiencia cuántica del material detector cerámico es superior. Esto es especialmente cierto, ya que la densidad del material detector de estado sólido es obviamente mayor que la densidad del Xenón 39

2.18. Esquema y fotografía de una unidad de detección. Canales de detección individuales están separados por delgadas láminas antidifusoras. El medio

<i>centelleador convierte los cuantos de rayos x a luz, que es detectada posteriormente por un fotodiodo montado en el cristal</i>	40
2.19. <i>Sistema Híbrido PET/CT</i>	42
2.20. <i>Visualización de los resultados de un protocolo clínico PET / CT. Se muestran las imágenes fusionadas PET, CT en cortes coronales, sagitales, y transversales</i>	43
2.21. <i>Sistema PACS</i>	44
2.22. <i>Algoritmo de K-means que separa los datos en tres “clusters”</i>	47
3.1. <i>Aplicación intravenosa de una muy pequeña cantidad del radiofármaco [¹⁸F]FDG</i>	48
3.2. <i>Sistema híbrido PET/CT</i>	49
3.3. <i>Corte coronal de CT</i>	50
3.4. <i>Corte coronal de PET</i>	51
3.5. <i>Corte coronal de PET/CT</i>	52
3.6. <i>Definiendo un ROI alrededor el corazón</i>	53

4.1. <i>Clasificación del Corazón (Paciente 1)</i>	54
4.2. <i>Clasificación del Riñón (Paciente 2)</i>	55
4.3. <i>Clasificación del Corazón (Paciente 3)</i>	56
4.4. <i>Clasificación del Hígado (Paciente 4)</i>	57
4.5. <i>Clasificación del Riñón (Paciente 5)</i>	58
4.6. <i>Clasificación del Corazón (Paciente 6)</i>	58
4.7. <i>Clasificación del Riñón (Paciente 7)</i>	59
Apéndice	63