

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN



TESIS DOCTORAL

RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA
POR EMISIÓN DE POSITRONES DE ALTA RESOLUCIÓN
MEDIANTE MÉTODOS ESTADÍSTICOS

Autor:

Juan Enrique Ortuño Fisac
Ingeniero de Telecomunicación

Directores:

Andrés Santos Lleó
Doctor Ingeniero de Telecomunicación

Georgios Kontaxakis Antoniadis
Doctor Ingeniero Biomédico

2008



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

Tribunal nombrado por el Magfco. y Excmo. Sr. Rector de la Universidad Politécnica de Madrid, el día 18 de JULIO de 2008

Presidente: JOSÉ CARLOS ANDRÉS CALLEJO
Secretario: ROBERTO MARABINI ROIZ
Vocal: JUAN JOSÉ VÁQUERO LÓPEZ
Vocal: MAGDALENA RAPECAS LÓPEZ
Vocal: JUAN DOMINGO GISPERT LÓPEZ
Suplente: MARÍA JESÚS LEBESMA CARBLAYO
Suplente: NORBERTO MALPICA SONZALET DE JEGA

Realizado el acto de defensa y lectura de Tesis el día 18 de JULIO de 2008
en la E.T.S. de Ingenieros de Telecomunicación
Calificación: SORPRESIDENTE "CON LAUDE"

EL PRESIDENTE

EL SECRETARIO

LOS VOCALES

M. Pele

Resumen

Esta tesis doctoral está dentro del área de investigación de tecnología de imágenes biomédicas y tiene como objetivo el desarrollo, la validación e implementación de métodos eficientes de reconstrucción estadística para obtener imágenes de calidad a partir de los datos que suministra un tomógrafo de emisión de positrones (PET, *Positron Emission Tomography*) de alta resolución para pequeños animales de laboratorio. El objetivo principal será la obtención de una óptima relación entre la calidad conseguida en las distribuciones volumétricas del radiofármaco y el coste computacional del proceso de reconstrucción.

Las características de las cámaras consideradas, los requisitos de resolución y ruido de las imágenes, así como la velocidad requerida de ejecución del algoritmo han motivado la elección de los parámetros de diseño. También se ha tenido en cuenta que los métodos tendrán que ejecutarse sobre un equipo PC estándar, e integrarse en una consola previamente desarrollada.

La matriz de sistema parametriza la respuesta del sistema de una cámara PET en los algoritmos de reconstrucción discretos. Esta matriz se ha calculado mediante técnicas de Montecarlo, ya que así se pueden incluir efectos físicos difíciles de hallar analíticamente. Se ha desarrollado una plataforma de simulación propia, optimizada para el cálculo de matrices de sistema, que resulta rápida y flexible ante cambios de los parámetros de la cámara. El código modela el rango del positrón, la no colinealidad y la penetración y dispersión en cristal. Los resultados de la simulación se almacenan en disco en formato disperso, y tras un procesamiento automático para su división en subconjuntos, se pueden utilizar de una manera eficiente por parte de los algoritmos de reconstrucción realizados.

Los algoritmos se han desarrollado para adquisición 3D, y se pueden clasificar en dos clases según la dimensionalidad de la matriz de sistema: algoritmos 2D y algoritmos 3D. Los primeros emplean una matriz de sistema aproximada para reconstruir independientemente todos los planos transaxiales de la imagen volumétrica y a pesar de ofrecer una calidad de imagen inferior a los métodos 3D, resultan mucho más rápidos y por tanto son de una gran utilidad. Se aplican sobre datos adquiridos en modo 3D mediante algoritmos de reagrupamiento.

Los algoritmos 3D reconstruyen unitariamente todo el volumen de la imagen mediante una matriz de sistema modelada directamente en 3D. Debido al mayor coste computacional de los algoritmos 3D, se han utilizado simetrías de rotación y reflexión en el plano transaxial y de traslación y reflexión según el eje axial para reducir el tiempo de cálculo de la matriz de sistema y el espacio requerido para su almacenamiento, lo que redundará también en reconstrucciones más rápidas.

El algoritmo de reconstrucción desarrollado es de tipo OSEM (EM con subconjuntos ordenados) y se puede regularizar mediante un esquema MRP (*Median root prior*) de tipo generalizado. El esquema propuesto se completa con el método MXE (*minimum cross entropy*) con regularización mediante imagen anatómica como imagen *a priori*, que puede utilizarse para mejorar la calidad de la imagen en el caso de que se disponga de una imagen de CT registrada, como ocurre en sistemas híbridos PET/CT.

El esquema general que se ha desarrollado no es exclusivo de ninguna cámara en particular, sino que se ha diseñado para que sea flexible y se pueda adaptar rápidamente a diferentes arquitecturas que cumplan unas determinadas especificaciones comunes a la mayoría de cámaras PET existentes. No obstante, al poder contar con datos adquiridos mediante dos cámaras concretas, los resultados presentados en este documento se circunscriben a estas arquitecturas. Los datos sintéticos obtenidos mediante plataformas de simulación de Montecarlo han replicado las geometrías reales disponibles.

Del análisis de los resultados obtenidos se puede concluir que el modelado de una matriz de sistema con penetración en cristal mejora la calidad de la reconstrucción en términos de nivel de señal ruido y ausencia de artefactos. Además, la regularización mediante imagen anatómica registrada mejora sustancialmente la resolución en las zonas donde un gradiente anatómico coincide con un gradiente funcional.

Índice de contenidos

1. Motivación y objetivos	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivos	2
1.3. Estructura del documento	3
2. Introducción	5
2.1. Principios físicos de la modalidad PET	5
2.2. Adquisición de datos	9
2.2.1. Cristales de centelleo	11
2.2.2. Tubo fotomultiplicador	15
2.2.3. Procesamiento de las señales de los detectores	17
2.3. Organización de datos	18
2.3.1. Sinogramas directos y oblicuos	21
2.3.2. Reagrupamiento 3D-2D	23
2.4. Factores que limitan la calidad de imagen	26
2.4.1. No colinealidad y rango del positrón	26
2.4.2. Resolución intrínseca del detector	27
2.4.3. Error de paralaje	28
2.4.4. Sensibilidad	29
2.4.5. Aliasing	30
2.5. Correcciones	31
2.5.1. Corrección de atenuación	31
2.5.2. Corrección de dispersión	32
2.5.3. Corrección de eventos aleatorios	33
2.5.4. Corrección de decaimiento	33
2.5.5. Normalización	34
2.6. Cámaras PET para pequeños animales	34
2.6.1. Modelos existentes	37
2.7. Aplicaciones de la PET	45
2.7.1. Aplicaciones en pequeños animales	47
3. Reconstrucción de imágenes PET	49
3.1. Introducción	49
3.2. Reconstrucción analítica	51
3.3. Reconstrucción estadística	53
3.3.1. Parametrización de la imagen	56

3.3.2. Modelo del sistema físico	57
3.3.3. Modelo estadístico de los datos	59
3.3.4. Función de coste y regularización	60
3.3.5. Algoritmo numérico	62
3.4. Algoritmo EM	63
3.5. Algoritmo OSEM	67
3.6. Otros algoritmos estadísticos	68
3.6.1. Reconstrucción en modo lista	71
3.6.2. Reconstrucción espacio-temporal	72
3.6.3. Sistemas híbridos con información anatómica	72
3.6.4. Implementaciones rápidas	73
3.6.5. Software disponible	73
3.7. Modelado de la matriz de sistema	74
4. Metodología desarrollada	79
4.1. Introducción	79
4.2. Descripción del algoritmo	81
4.2.1. Algoritmo de reconstrucción 2D	83
4.2.2. Algoritmo de reconstrucción 3D	85
4.2.3. Precorrección de datos	85
4.2.4. Método de Regularización	87
4.2.5. Información anatómica	88
4.2.6. Corrección de atenuación	90
4.2.7. Algoritmos de reagrupamiento	91
4.3. Cálculo de la matriz de sistema	92
4.3.1. Generación de números aleatorios	93
4.3.2. Módulo de emisión	95
4.3.3. Módulo de detección de eventos	100
4.3.4. Modelo precalculado de la respuesta del detector	107
4.3.5. Discretización de las LORs	108
4.3.6. Proceso general de cálculo de la matriz de sistema	111
4.3.7. Formato de almacenamiento	112
4.4. Ampliación a matriz de sistema 3D	115
4.4.1. Módulo de emisión de eventos	116
4.4.2. Módulo de discretización	117
4.4.3. Simetrías de la matriz de sistema 3D	117
4.4.4. Simetrías y redundancias en el eje axial	118
4.4.5. Simetrías en el plano transaxial	123
4.4.6. Formato de almacenamiento y lectura	125
4.5. Validación del código	127
4.6. Cámaras PET específicas	131
4.6.1. Cámara rPET	133
4.6.2. Cámara VrPET	135
4.7. Tiempos de simulación	137
4.8. Significación estadística de la matriz de sistema	139
4.9. Generación de datos sintéticos	142

4.9.1. Maniquí de tipo Derenzo	142
4.9.2. Maniquí de control de calidad	143
4.9.3. Fuentes puntuales	144
4.10. Figuras de mérito	145
5. Resultados y discusión	149
5.1. Introducción	149
5.2. Tamaño de las matrices de sistema	150
5.3. Tiempos de modelado de las matrices de sistema	153
5.4. Tiempos de reconstrucción	154
5.5. Influencia del modelo de matriz de sistema	157
5.5.1. Variación cuantitativa de figuras estadísticas	158
5.5.2. Corrección por sensibilidad geométrica	160
5.6. Resolución en función del algoritmo de reagrupamiento	163
5.7. Medidas de ruido según el reagrupamiento y algoritmo 2D	166
5.8. Comparativa de los métodos 2D y 3D sobre el maniquí de Derenzo	169
5.9. Medidas de contraste y ruido en reconstrucción 2D y 3D	172
5.10. Comparación rPET con VrPET	174
5.11. Resultados con información anatómica	175
5.12. Adquisiciones reales	178
6. Conclusiones y líneas futuras	183
6.1. Conclusiones	183
6.2. Líneas futuras	184
Bibliografía	185
Índice de figuras	202
Índice de tablas	203
Glosario de acrónimos	205
Glosario de símbolos	207