



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA**

**CARRERA DE BIOFÍSICA**

**“REGISTRACIÓN INTERMODALIDAD DE IMÁGENES  
MÉDICAS”**

Tesis de grado previo a la obtención del título de:

**BIOFÍSICO**

**AUTOR: EDGAR PAÚL ROMÁN SALINAS**

**TUTOR: MG. SC. FREDDY BENALCÁZAR**

Riobamba - Ecuador

2015

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE CIENCIAS**  
**ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA**  
**CARRERA: BIOFÍSICA**

El Tribunal de tesis certifica que el trabajo de investigación: “**REGISTRACIÓN INTERMODALIDAD DE IMÁGENES MÉDICAS**”, de responsabilidad del Señor Edgar Paúl Román Salinas, ha sido prolijamente revisado por los Miembros del Tribunal de Tesis, quedando autorizada su presentación.

<b>NOMBRE</b>	<b>FIRMA</b>	<b>FECHA</b>
Mg. Sc. Freddy Benalcázar Palacios <b>DIRECTOR DE TESIS</b>	.....	.....
Ing. Pedro Fernando Escudero <b>MIEMBRO DEL TRIBUNAL</b>	.....	.....
<b>NOTA DE LA TESIS ESCRITA</b>		.....

## **DERECHOS DE AUTORÍA**

“Yo Edgar Paúl Román Salinas declaro que soy el autor del presente trabajo de Tesis el cual fue elaborado por mi persona bajo la dirección del Mg. Sc. Freddy Benalcázar y colaborador Ing. Pedro Escudero, haciéndome responsable de la ideas y métodos expuestos en esta Tesis, y el patrimonio intelectual de la Tesis de grado le pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo”

EDGAR PAÚL ROMÁN SALINAS

## **DEDICATORIA**

Dedico este trabajo a Dios quien me dio la vida, la sabiduría y la oportunidad para poder alcanzar esta meta. A Edgar y María mis padres quienes me apoyaron en todo momento y nunca me dejaron solo en los momentos más difíciles de mi vida. A Abdiel mi hijo quién ha sido mi inspiración para día a día tratar de salir adelante. A Gabriela la madre de mi hijo quien ha sabido cuidar de él cuando más lo ha necesitado.

Edgar

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a la Dra. Virginia Ballarín y el Ing. Diego Comas integrantes del Laboratorio de Procesamiento de Señales de la Universidad Nacional de Mar del Plata (Argentina) quienes fueron los colaboradores externos de mi tesis y aportaron con sus conocimientos y experiencia durante la ejecución del proyecto. Al Dr. Freddy Benalcázar, quien fue mi tutor y siempre estuvo dispuesto a colaborar en la ejecución de este proyecto. Al Ing. Pedro Escudero, quien fue codirector de mi tesis. A la Dra. Jheny Orbe, por sus constantes consejos de motivación. A Diego y Paulina compañeros y amigos que colaboraron en la elaboración de este trabajo. A la ESPOCH, institución donde adquirí los conocimientos necesarios para formarme profesionalmente.

Edgar

## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

ARM	Angiografía por Resonancia Magnética
ASD	Angiografía por Sustracción Digital
ATC	Angiografía por Tomografía Computarizada
EEG	Electro-Encefalografía
EM	Espectro Electromagnético
ERM	Elastografía por Resonancia Magnética
fTC	Tomografía Computarizada funcional
ITK	Insight Segmentation and Registration Toolkit
MEG	Magneto-Encefalografía
PDI	Procesamiento Digital de Imágenes
PET	Tomografía por Emisión de Positrones
pRM	Resonancia Magnética por perfusión
RM	Resonancia Magnética
SPECT	Tomografía por Emisión de Fotón Simple
TC	Tomografía Computarizada
TIE	Tomografía por Impedancia Eléctrica

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN.....	xi
summary .....	xv
INTRODUCCIÓN .....	- 1 -
Antecedentes .....	- 2 -
Justificación .....	- 5 -
OBJETIVOS .....	- 6 -
CAPÍTULO I.....	- 7 -
1. MARCO TEÓRICO.....	- 7 -
1.1 Imágenes Médicas.....	- 7 -
1.1.1 Tipos de imágenes médicas.....	- 7 -
1.1.1.1 Imágenes médicas en 2D.....	- 7 -
1.1.1.2 Imágenes médicas en 3D.....	- 8 -
1.1.1.2.1 Tomografía computarizada .....	- 8 -
1.1.1.2.2 Resonancia magnética.....	- 8 -
1.1.1.2.3 Tomografía por emisión de fotón simple .....	- 8 -
1.1.1.2.4 Tomografía por emisión de positrones.....	- 9 -
1.2 Preprocesamiento de imágenes .....	- 9 -
1.2.1 Definición.....	- 9 -
1.2.2 Algunos procedimientos de preprocesado.....	- 11 -
1.2.2.1 Manejo de Brillo-Contraste.....	- 11 -
1.2.2.2 Zoom de una imagen.....	- 11 -
1.2.2.3 Filtrado de las imágenes.....	- 12 -
1.2.2.4 Suavizado de las imágenes.....	- 12 -
1.2.2.5 Reescalado en intensidad de las imágenes .....	- 13 -
1.3 Transformaciones de imágenes .....	- 13 -
1.3.1 Rígida.....	- 13 -
1.3.2 Similaridad (rígida + escalado).....	- 14 -
1.3.3 Proyectiva.....	- 14 -
1.3.4 Afín .....	- 15 -

1.3.5	Elástica .....	- 15 -
1.4	Algunos elementos de comparación para transformaciones de imágenes médicas-	16
-		
1.4.1.	Mallas.....	- 16 -
1.4.2	Máscaras.....	- 16 -
1.4.3	Elemento estructurante.....	- 17 -
1.5	Valoración de las transformaciones realizadas a las Imágenes Digitales .....	- 17 -
1.5.1	Algunos tipos de métricas utilizados.....	- 17 -
1.5.1.1	Medios Cuadrados.....	- 17 -
1.5.1.2	Información mutua por Viola y Wells.....	- 18 -
1.5.1.3	Información mutua por Mattes.....	- 18 -
1.5.1.4	Diferencia de gradiente .....	- 18 -
1.5.1.4	Histograma de información mutua.....	- 19 -
1.6	Registración de Imágenes .....	- 19 -
1.6.1	Técnicas de Registración.....	- 19 -
1.6.1.1	Según la dimensionalidad de la transformación.....	- 19 -
1.6.1.1.1	Dimensión 2D-2D .....	- 19 -
1.6.1.1.2	Dimensión 2D-3D .....	- 19 -
1.6.1.1.3	Dimensión 3D-3D .....	- 20 -
1.6.1.1.4	Tiempo .....	- 20 -
1.6.1.2	Según el tipo de transformación geométrica .....	- 20 -
1.6.1.2.1	Lineal .....	- 20 -
1.6.1.2.2	No lineal .....	- 20 -
1.6.1.3	Según los sujetos implicados .....	- 20 -
1.6.1.3.1	Intrasujeto.....	- 20 -
1.6.1.3.2	Intersujeto.....	- 21 -
1.6.1.3.3	Sujeto-atlas.....	- 21 -
1.6.1.3.4	Sujeto-espacio físico .....	- 21 -
1.6.1.4	Según las modalidades implicadas.....	- 21 -
1.6.1.4.1	Intramodalidad .....	- 21 -
1.6.1.4.2	Intermodalidad .....	- 21 -
1.6.1.5	Según el nivel de automatización.....	- 21 -
1.6.1.5.1	Manuales .....	- 21 -
1.6.1.5.2	Semiautomáticos .....	- 22 -

1.6.1.5.3	Automáticos .....	- 22 -
1.6.1.6	Según las características sobre las cuales operan.....	- 22 -
1.6.1.6.1	Correspondencia de marcadores .....	- 22 -
1.6.1.6.2	Ajuste de superficies .....	- 23 -
1.6.1.6.3	Medidas de similaridad entre vóxeles .....	- 23 -
1.7	Fusión de Imágenes.....	- 24 -
1.7.1	Algunas técnicas de fusión.....	- 24 -
1.7.1.1	Cortinillas Desplazables.....	- 24 -
1.7.1.2	Cursores Linkeados.....	- 24 -
1.7.1.3	Superposición de Color .....	- 25 -
1.7.1.4	Sustracción de Imágenes .....	- 25 -
1.7.1.5	Campos de Deformación.....	- 25 -
1.7.1.6	Manejo de Transparencia (alphablending).....	- 25 -
CAPÍTULO II .....		- 27 -
2.	METODOLOGÍA .....	- 27 -
2.1	Hardware y Software utilizado para la registración de las imágenes médicas.....	- 27 -
2.1.1	Hardware mínimo requerido .....	- 27 -
2.1.2	Software .....	- 27 -
2.2	Base de datos a utilizar.....	- 28 -
2.2.1	Base de datos de las imágenes .....	- 28 -
2.2.2	Base de datos de los algoritmos .....	- 29 -
2.3	Algoritmos empleados en la registración de las imágenes.....	- 30 -
2.3.1	Algoritmo_1 “Transformación de Similaridad 2D”.....	- 30 -
2.3.2	Algoritmo_2 “Información Mutua por Viola y Wells” .....	- 31 -
2.3.3	Algoritmo_3 “Hola Mundo de la Registración” .....	- 33 -
2.3.4	Algoritmo_4 “Información Mutua por Mattes” .....	- 33 -
2.3.5	Algoritmo_5 “Fundamentos” .....	- 34 -
2.3.6	Algoritmo_6 “Ajuste de Parámetros” .....	- 35 -
2.3.7	Algoritmo_7 “Registro Rígido 2D” .....	- 36 -
2.3.8	Algoritmo_8 “Inicialización con Momentos de Imagen” .....	- 37 -
2.3.9	Algoritmo_9 “Transformación de Centrado Afín” .....	- 38 -

2.3.10	Algoritmo_10 “Trazado Conjunto de Histogramas” .....	- 39 -
2.4	Procesos de Registración.....	- 40 -
2.4.1	Registración intramodalidad .....	- 40 -
2.4.2	Registración intermodalidad .....	- 40 -
2.5	Proceso de realización de las pruebas de registraci3n intra e intermodalidad .....	- 41 -
CAPÍTULO III.....		- 46 -
3.	RESULTADOS.....	- 46 -
3.1	Resultados de registraci3n intramodalidad .....	- 46 -
3.1.1	Imagen fija y rotada .....	- 46 -
3.1.2	Imagen Fija y Trasladaada .....	58
3.2	Resultados de registraci3n intermodalidad .....	70
3.2.1	Imagen fija y rotada .....	70
3.2.2	Imagen Fija y Trasladaada .....	76
3.3	Resultados de fusi3n de im3genes.....	82
3.3.2	Resultados de fusi3n de im3genes intermodalidad .....	82
3.4	Discusi3n de resultados.....	87
3.4.1	Discusi3n de resultados intramodalidad.....	87
3.4.1.1	Discusi3n de resultados intramodalidad im3genes fija y rotada .....	87
3.4.1.2	Discusi3n de resultados intramodalidad im3genes fija y trasladada .....	88
3.4.2	Discusi3n de resultados intermodalidad.....	88
3.4.2.1	Discusi3n de resultados intermodalidad im3genes fija y rotada .....	88
3.4.2.2	Discusi3n de resultados intermodalidad im3genes fija y trasladada .....	89
CONCLUSIONES .....		90
RECOMENDACIONES .....		91
BIBLIOGRAFÍA .....		92
ANEXOS .....		96

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-2.</b>	Logo MatLab®.....	26
<b>Figura 2-2.</b>	Logo SciDAVis.....	27
<b>Figura 3-2.</b>	Logo base de datos Atlas.....	28
<b>Figura 4-2.</b>	Logo de la librería ITK.....	28
<b>Figura 5-2.</b>	Ejemplo de metodología para realizar pruebas.....	41
<b>Figura 6-2.</b>	Identificación y asignación de los parámetros de prueba.....	42
<b>Figura 7-2.</b>	Ejecución de la prueba.....	43
<b>Figura 8-2.</b>	Cartel final al ejecutar las pruebas correctamente.....	43
<b>Figura 9-2.</b>	Archivos de resultados.....	44
<b>Figura 10-2.</b>	Archivo de texto de los resultados.....	44
<b>Figura 1-3.</b>	Comparación de los resultados de los tiempos de realización de cada test CASO_1.....	47
<b>Figura 2-3.</b>	Registración Intramodalidad Imagen Fija y Rotada CASO_3.....	50
<b>Figura 3-3.</b>	Comparación de los resultados de los tiempos de realización de cada test CASO_20.....	53
<b>Figura 4-3.</b>	Registración Intramodalidad Imagen Fija y Rotada CASO_35.....	56
<b>Figura 5-3.</b>	Comparación de los resultados de los tiempos de realización de cada test CASO_1.....	59
<b>Figura 6-3.</b>	Registración Intramodalidad Imagen Fija y Traslada CASO_3.....	62
<b>Figura 7-3.</b>	Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO_20.....	65
<b>Figura 8-3.</b>	Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO_35.....	68
<b>Figura 9-3.</b>	Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO_1.....	71
<b>Figura 10-3.</b>	Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO_20.....	74
<b>Figura 11-3.</b>	Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO_1.....	77
<b>Figura 12-3.</b>	Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO_20.....	80

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_1.....	46
<b>Tabla 2-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_3.....	49
<b>Tabla 3-3.</b>	Resultados de tiempos de cada test CASO_20.....	52
<b>Tabla 4-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_35.....	55
<b>Tabla 5-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_1.....	58
<b>Tabla 6-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_3.....	61
<b>Tabla 7-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_20.....	64
<b>Tabla 8-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_35.....	67
<b>Tabla 9-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_1.....	70
<b>Tabla 10-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_20.....	73
<b>Tabla 11-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_1.....	76
<b>Tabla 12-3.</b>	Resultados de tiempos de realización de cada test CASO_20.....	79
<b>Tabla 13-3.</b>	Fusión de imágenes fija y rotada CASO_1.....	81
<b>Tabla 14-3.</b>	Fusión de imágenes fija y rotada CASO_20.....	82
<b>Tabla 15-3.</b>	Fusión de imágenes fija y trasladada CASO_1.....	84
<b>Tabla 16-3.</b>	Fusión de imágenes fija y trasladada CASO_20.....	85
<b>Tabla 17-3.</b>	Media de los tiempos de realización de cada test utilizando imágenes fija y rotada.....	86
<b>Tabla 18-3.</b>	Media de los tiempos de realización de cada test utilizando imágenes fija y trasladada.....	87
<b>Tabla 19-3.</b>	Media de los tiempos de realización de cada test utilizando imágenes fija y rotada.....	87
<b>Tabla 20-3.</b>	Media de los tiempos de realización de cada test imágenes fija y trasladada.....	88

## ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: SCRIPT DE LOS CÓDIGOS DE LOS ALGORITMOS UTILIZADOS .....	96
A-1. Script código Algoritmo_1 .....	96
A-2. Script código Algoritmo_2 .....	99
A-3. Script código Algoritmo_3 .....	102
A-4. Script código Algoritmo_4 .....	105
A-5. Script código Algoritmo_5 .....	108
A-6. Script código Algoritmo_6 .....	111
A-7. Script código Algoritmo_7 .....	114
A-8. Script código Algoritmo_8 .....	117
A-9. Script código Algoritmo_9 .....	120
A-10. Script código Algoritmo_10 .....	123
ANEXO B: TABLAS DE RESULTADOS DE VALORES DE LAS MÉTRICAS .....	126
B-1: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y rotada CASO_1 .....	126
B-2: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y rotada CASO_3 .....	127
B-3: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y rotada CASO_20 .....	128
B-4: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y rotada CASO_35 .....	129
B-5: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y trasladada CASO_1 .....	130
B-6: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y trasladada CASO_3 .....	131
B-7: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y trasladada CASO_20 .....	132
B-8: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y trasladada CASO_35 .....	133
B-9: Tablas de resultados intermodalidad imágenes fija y rotada CASO_1 .....	134
B-10: Tablas de resultados intermodalidad imágenes fija y rotada CASO_20 .....	135
B-11: Tablas de resultados intermodalidad imágenes fija y trasladada CASO_1 .....	136
B-12: Tablas de resultados intermodalidad imágenes fija y trasladada CASO_20 .....	137

## RESUMEN

Se investigó la Registración Intermodalidad de Imágenes Médicas en la Escuela de Física y Matemática de la Facultad de Ciencias de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Mediante la implementación de los algoritmos adquiridos de la base de datos pública Librería Nacional de Medicina Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK) en las imágenes de la base de datos pública ATLAS, se realiza un análisis del desempeño de diferentes técnicas de registración, proponiendo un algoritmo desarrollado en MatLab (Matrix Laboratory) que minimice la información mutua. Las imágenes son pre-filtradas con el fin de incrementar la robustez del proceso contra el ruido, se aplica una métrica para calcular el valor de la intensidad de la imagen, un interpolador evalúa el valor de la intensidad de la imagen fija en una posición asignada de la imagen móvil, debido al costo computacional se utilizó un optimizador de descenso de gradiente. El método resulta eficiente en un 100% en la registración de imágenes intramodalidad e intermodalidad. En la registración intermodalidad basada en imágenes 2D de estudios 3D de Resonancia Magnética, Tomografía por Emisión de Fotón Simple y Tomografía Computarizada bajo un procesamiento automático con transformaciones de tipo Afín con filtro de tipo Histograma de Entropía con métrica de tipo Histograma de Información Mutua con el optimizador de Descenso de Gradiente resultó ser el más óptimo en el desarrollo de este trabajo. Se recomienda que si no existe un software en el cual se ejecute los algoritmos que mejore el resultado de registración de imágenes se mantenga el trabajo originalmente realizado.

**PALABRAS CLAVE:** <REGISTRACIÓN INTERMODALIDAD>, <SOFTWARE [MatLab]>, <BASE DE DATOS [ITK]>, <BASE DE DATOS [ATLAS]>, <MÉTRICA>, <INTERPOLADOR>, <OPTIMIZADOR>.

## SUMMARY

It was investigated the intermodality registration of medical image in the Physical and Mathematics School of the Sciences Faculty of the Polytechnic School of Chimborazo.

Through the implementation of algorithms acquired public basis of the National Library of Medicine: Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK), in the images of the public base data ATLAS, it is performed an analysis of the performance of the different techniques of registration, proposing a logarithm developed in MatLab (Matrix Laboratory) that minimize the mutual information. The images are pre-filtered in order to increase the robustness if the process against noise; a metric is applied to calculate the value of the intensity of the still image in an assigned position of the moving image, due to the computational cost, it was used an optimizer of gradient descent. The method is a result efficient in a 100% in the registration intramodality and intermodality images. In the intermodality images registration base on 2D images of Magnetic Resonance, Single Photon Emission Tomography and Computerized Tomography, under an automatic processing with transformations of Afin type with filter of Entropy Histogram, with metric of Mutual Information Histogram type with the optimizer of gradient descent wich proved to be the ore optimum development of this work. It is recommended that, if there is no a software in wich is executed the algorithms, that improve the result of registration of images are maintained the work original done.

**CLUE WORDS:** <INTERMODALITY REGISTRATION> <SOFTWARE> <MatLab (MATRIX LABORATORY)> <DATA BASE (ITK)> <DATA BASE (ATLAS)> <METRIC> <INTERPOLATOR> <OPTIMIZER>

## INTRODUCCIÓN

El Procesamiento Digital de Imágenes (PDI), con la colaboración de distintas disciplinas como: la Electrónica, la Informática, la Física y la Matemática, permite obtener un conjunto de técnicas y metodologías que colabora con la Visión Automática en el reconocimiento de objetos de una imagen digital. Existen múltiples tareas a realizar con las imágenes digitales, a saber: resaltar los detalles perdidos, borrar zonas no deseadas, medir formas no geométricas, separar en partes constitutivas, contar objetos, resaltar bordes, superponer imágenes, etc. Todas estas tareas se realizan a través de algoritmos computacionales que se diseñan basados en modelos matemáticos.

La matemática tradicional debe adaptarse para la resolución de estos problemas y nuevas ramas de ésta deben desarrollarse para dar respuesta a situaciones aún no resueltas. El PDI hoy cuenta con ramas tales como: Compresión y Codificación de Imágenes, Mejoramiento y Restauración, Visión Automática, Registración de Imágenes, entre otras. Estas ramas se aplican a distintos campos del trabajo científico como el análisis de materiales, la biología y la medicina. Estas imágenes pueden presentarse en color o en niveles de grises. En este último caso pueden tener zonas homogéneas (lisas) o con diferentes texturas (granuladas, cuadrículadas, onduladas, rayadas, etc.).

Las imágenes, provenientes de resonancias magnéticas, tomógrafos u otros equipos médicos, requieren en forma permanente aplicación de nuevas técnicas de PDI para obtener información relevante para que el especialista pueda realizar su diagnóstico con mayor exactitud. Las imágenes son una fuente de información muy importante. Por tal motivo los desarrollos teóricos y tecnológicos que faciliten la interpretación, con el fin de obtener el mayor provecho de la información que contienen, ocupan un lugar muy importante dentro de las investigaciones de vanguardia.

En esta tesis se realizó un análisis del desempeño de diferentes técnicas de registración intramodalidad e intermodalidad con la menor intervención de un experto. Se trató fundamentalmente de un análisis y evaluación de desarrollos tecnológicos, por lo que en una primera etapa se construyó un modelo del problema a abordar dándole a éste la mayor cantidad de características del problema real. Se elaboraron los algoritmos correspondientes a los desarrollos físico-matemáticos estudiados y se programaron en computadora.

En la primera etapa del proyecto se trabajó con imágenes simuladas, mientras que en una segunda etapa se trabajó con imágenes reales extraídas de la base de datos pública ATLAS, teniendo en

cuenta que está entre los objetivos médicos intentar determinar el grado de relación que existe entre variables específicas.

En primera instancia se presenta la fundamentación teórica de la registración, sus definiciones y clasificación de las diferentes técnicas que existen para registrar las imágenes. Se detalla sobre el pre-procesamiento necesario de imágenes, a través de un suavizado y reescalado de imágenes y la manera en que esto influye sobre la información que nos brindan las imágenes. Por último, se explican posibles métodos de fusión de imágenes.

Se desarrolla la metodología utilizada para realizar el presente trabajo, analizando dichos métodos e implementando los algoritmos de programación en lenguaje Matlab®. Mediante la utilización de los algoritmos se realizó una serie de pruebas obteniendo, a través de los resultados, la información necesaria para la comparación y el análisis de los diferentes métodos.

Se muestran los resultados obtenidos mediante las diferentes técnicas de Registración y Fusión propuestas. Estos resultados se presentan en gráficos e imágenes para poder interpretarlos y obtener conclusiones en cuanto a la eficiencia, costo computacional y otras características que permitan la comparación de las diferentes técnicas. Finalmente, se presentan las conclusiones finales a las que se ha llegado con el desarrollo del trabajo.

## **Antecedentes**

Dentro del contexto clínico actual, las imágenes médicas son un componente vital no sólo dentro del diagnóstico sino también ocupan un lugar destacado en las áreas de la planificación, ejecución y evaluación quirúrgica en los procedimientos radioterapéuticos. Las técnicas de imagen empleadas se pueden dividir en dos modalidades: globales anatómicas y funcionales.

Modalidades anatómicas son aquellas que representa principalmente la morfología como por ejemplo los rayos X, Tomografía Axial Computarizada (TAC), Resonancia Magnética (RM), imágenes de ultrasonido y secuencias de vídeos obtenidos por diversas técnicas como por ejemplo, por laparoscopia o laringoscopia.

Algunos técnicas derivadas de estas, modalidades que tienen nombre propio como por ejemplo, Angiografía por Resonancia Magnética (ARM), Angiografía por Sustracción Digital que se derivan de rayos X (ASD), Angiografía por Tomografía Computarizada (ATC) y Doppler (derivado del ultrasonido que utiliza el efecto Doppler). Modalidades funcionales son aquellas que representan principalmente información sobre el metabolismo subyacente a la anatomía, por

ejemplo la gammagrafía, imágenes de Tomografía por Emisión de Fotón Simple (SPECT), Tomografía por Emisión de Positrones (PET), que son diferentes modalidades conocidas como Resonancia Magnética Funcional.

Algunas técnicas como la Electro-Encefalografía (EEG) y Magneto-Encefalografía (MEG) pueden pensarse también como técnicas de imágenes funcionales. Otras modalidades aún en etapa de investigación clínica, también forman parte de este grupo, la Resonancia Magnética por perfusión (pRM), Tomografía Computarizada funcional (fTC), Tomografía por Impedancia Eléctrica (TIE) y Elastografía por Resonancia Magnética (ERM).

Dado que la información que suministran dos imágenes de diferentes modalidades es de naturaleza complementaria, la integración apropiada de éstas es sumamente útil. Un primer paso de este proceso de integración es realizar una alineación espacial de las imágenes. A este proceso se lo conoce como registración de imágenes. Luego de la registración un segundo paso es la fusión de las imágenes en un mismo sistema de visualización.

Desafortunadamente, los términos relacionados a la registración y a la fusión de imágenes así como la integración, correlación y otros procesos no son muy comunes aún en la literatura científica. Por esta razón es de interés en este proyecto realizar un relevamiento de los algoritmos que se encuentran en la bibliografía y realizar un análisis del desempeño de diferentes técnicas de registración intramodalidad e intermodalidad.

En la registración, la correspondencia de puntos puede ser utilizada para cambiar la apariencia de una de las imágenes (ya sea a través de rotaciones, traslaciones, deformaciones de forma libre, etc.) de tal forma que aumente el parecido con la otra y el par de imágenes pueda ser comparado, combinado o analizado de forma directa. (Yoo, 2004, p. 82)

Es allí donde reside el gran potencial de esta metodología de procesamiento de imágenes. El caso más intuitivo del uso de la registración es corregir la posición del paciente en imágenes obtenidas en distintas adquisiciones. La registración de imágenes no es un fin en sí mismo, sino que agrega valor a las imágenes permitiendo que imágenes estructurales como TC, RMN, Ecografía e imágenes funcionales PET, SPECT, fRM puedan ser visualizadas en un mismo sistema de coordenadas, permitiendo nuevos usos de tales imágenes, tales como en el monitoreo y cuantificación del progreso de una enfermedad sobre un individuo a lo largo del tiempo, o la construcción de modelos estadísticos de variaciones anatomofisiopatológicas sobre una población determinada. (Crum et al, 2004; p. 43)

En el proceso de registraci3n es crucial definir el tipo de correspondencia necesaria entre las im3genes. As3, dependiendo de la aplicaci3n, el especialista en diagn3stico por im3genes puede estar interesado en correspondencia estructural (por ejemplo: alineando la misma estructura anat3mica antes y despu3s de un tratamiento para la determinaci3n de respuesta), correspondencia funcional (por ejemplo: alienando regiones funcionalmente equivalentes del cerebro sobre un grupo de sujetos) o correspondencia estructural-funcional (por ejemplo: informaci3n funcional correctamente posicionada sobre una imagen estructural). (Crum et al, 2004; p. 88)

En cualquier registraci3n de im3genes intervienen invariablemente tres elementos: (Goshtasby, 2005, p. 4)

- Imagen de Referencia: es una de las dos im3genes que intervienen en la registraci3n. La misma permanece sin modificaciones durante el proceso y, como su nombre lo indica, sirve como referencia.
- Imagen Flotante: es la segunda imagen del conjunto. La misma es deformada, segun una funci3n de transformaci3n, cuyo objetivo es asemejarla lo m3ximo posible a la imagen de referencia.
- Funci3n de Transformaci3n: es una funci3n cuyo fin es alinear la imagen flotante con la imagen de referencia, y se determina utilizando las coordenadas de un n3mero de puntos que se corresponden entre ambas im3genes.

Existen dos tipos b3sicos de transformaciones que pueden aplicarse en la alineaci3n de im3genes:

- R3gida: asume que solamente son necesarias traslaciones, rotaciones y o cambios de escala. El factor de escala correspondiente a cada uno de los ejes se determina generalmente de forma independiente, basado en el conocimiento de tama3o de v3xel (significa elemento de volumen, es una unidad c3bica que forma parte de un objeto tridimensional, equivale a un p3xel en un objeto 2D. Las im3genes que utilizan v3xeles se emplean en estudios m3dicos complejos que se realizan en computadora como TC, RMN entre otros.).
- No R3gida o el3stica: este concepto es aplicable cuando no pueden asumirse condiciones de rigidez. Una transformaci3n no r3gida puede tomar la forma de una transformaci3n o transformaciones m3s complejas, donde el cambio de forma puede acomodarse tanto globalmente como localmente sufriendo deformaciones el3sticas.

Por otro lado, los criterios m3s importantes para determinar el desempe3o de un algoritmo de registraci3n son:

- La precisi3n

- La robustez
- El tiempo empleado en el cómputo de la registración

Los métodos de registro y de posicionamiento del paciente intra-operatorio en radioterapia se usan clínicamente con aparentes buenos resultados. Sobre el uso de esta técnica en el diagnóstico existe mucho menos información. Pese al posible potencial clínico de la registración esta técnica se utiliza realmente muy poco. Probablemente, sólo se utilice por razones de carácter logístico: las imágenes son adquiridas en diferentes lugares y en momentos distintos, incluso también en diferentes departamentos y por diferentes especialistas. Además, generalmente las imágenes son transferidas con diferentes medios de comunicación y, con frecuencia, evaluados por diferentes especialistas en diagnóstico. Debido a estas razones, es claro el aporte que puede realizar la registración durante el proceso de diagnóstico.

Ya se ha señalado que gran parte de la investigación está todavía por hacerse en esta área. Muchos métodos todavía pueden considerarse excluidos de la aplicación clínica por el hecho de que aún no han sido apropiadamente validados. Aunque los métodos de verificación apropiados se conocen, en la mayoría de los casos y para la mayoría de las aplicaciones, el trabajo minucioso de la realización de muchos experimentos es por ahora sólo un buen punto de partida.

### **Justificación**

El diagnóstico por imágenes es un área de la medicina en pleno apogeo y constante desarrollo. Este crecimiento está dado por la implementación de nuevas técnicas de adquisición de imágenes médicas que mejoran los tiempos de adquisición de los datos, la precisión y exactitud de los mismos, la sensibilidad y mejor relación costo y eficiencia de los equipos. Nace entonces un gran interés por relacionar la información proveniente de estas imágenes de forma eficiente para diagnosticar, tratar adecuadamente, seguir su evolución clínica e investigar las diferentes enfermedades que se pueden manifestar en el ser humano.

La registración de imágenes es el proceso mediante el cual se obtiene una transformación espacial que mapea puntos de una imagen hacia los puntos correspondientes de otra imagen. Este mapeo permite la comparación de ambas imágenes y su anatomía, combinándolas y permitiendo al especialista un análisis más completo y cuantitativo. Es aquí donde reside el potencial de las técnicas de registración.

En imágenes médicas, la registración es fundamental no sólo para corregir la posición del paciente entre cada adquisición, sino para que el médico pueda utilizar durante el diagnóstico el total de

imágenes disponibles sobre un único sistema de coordenadas. A su vez, esto permite reutilizar imágenes previamente adquiridas para el monitoreo y cuantificación del progreso de una enfermedad de un individuo a lo largo del tiempo o para la construcción de un modelo estadístico de registro de variaciones anatomopatológicas sobre una población determinada.

## **OBJETIVOS**

### **Objetivo General:**

- Realizar un análisis del desempeño de diferentes técnicas de registración intramodalidad e intermodalidad con la menor intervención de un experto.

### **Objetivos Específicos:**

- Analizar el desempeño de diferentes técnicas de registración intramodalidad.
- Analizar el desempeño de diferentes técnicas de registración intermodalidad evaluando el desempeño en imágenes de TC, RM y SPECT.
- Implementar la fusión de las imágenes objeto del registro, combinando en una única imagen sintética información anatómica y funcional de pacientes en estudio.
- Facilitar la interpretación de la información visual mediante la utilización de las imágenes combinadas, evitando imprecisiones debidas a compensaciones mentales.

# CAPÍTULO I

## 1. MARCO TEÓRICO

### 1.1 Imágenes Médicas

Una imagen médica es la representación espacial de cierta información en forma de imagen de la distribución de propiedades físicas dentro del cuerpo humano “estructura anatómica o función fisiológica”; se utilizan para reconocer la forma que tienen las estructuras internas del cuerpo así como las funciones que los órganos desarrollan. Estas imágenes tienen propósitos médicos, es decir, se busca diagnosticar enfermedades para dar un tratamiento adecuado de las mismas o permitir evaluar a un tratamiento aplicado.

Una imagen digital se representa mediante una matriz, en la cual los índices de filas y columnas identifican un punto denominado píxel. Estas imágenes pueden ser en escala de grises o a color. Las imágenes en escala de grises o monocromáticas poseen un filtro pasa banda de la luz, el cual emite radiación en una sola frecuencia, utilizan una escala de grises en la que el valor de cada píxel posee un valor similar a una graduación de grises y las imágenes digitales a color poseen tres números por cada píxel, donde la radiación de la fuente está en un rango amplio de la luz visible, esto permite que se puedan apreciar atributos de color como el brillo, el tono y la saturación. (Stephen et al, 1988; p. 438)

#### 1.1.1 *Tipos de imágenes médicas*

Las imágenes médicas de acuerdo a sus dimensiones pueden ser clasificadas en imágenes médicas en 2D y 3D.

##### 1.1.1.1 *Imágenes médicas en 2D*

Son imágenes bidimensionales, solamente se toman en cuenta dos parámetros para representarse. Estas imágenes son una proyección sobre el plano CORONAL, SAGITA o TANGENCIAL resultado de los volúmenes irradiados durante la adquisición de las mismas. Se las puede adquirir mediante rayos X u otra modalidad de estudio.

### *1.1.1.2 Imágenes médicas en 3D*

Son imágenes bidimensionales de una sección de volumen del cuerpo que mediante una secuencia de cortes paralelos que juntos originan imágenes en 3D aplicando algoritmos de reconstrucción. En adquisiciones 3D se pueden obtener estudios de tipo anatómicos y de tipo funcionales. Su desventaja es que el tiempo de adquisición es elevado. Se las puede producir mediante RM, TC, SPECT u otras modalidades de estudio.

#### *1.1.1.2.1 Tomografía computarizada*

Son imágenes transversales del cuerpo construidas mediante varias proyecciones, que son generadas iluminando el cuerpo desde diferentes direcciones. Esta técnica de adquisición de imágenes no graba la imagen de manera convencional, lo hace mediante un rayo X colimado que es dirigido sobre el paciente y la radiación atenuada que posteriormente forma la imagen es detectada por un receptor; la imagen se reconstruye y es mostrada en un monitor, la reconstrucción se realiza utilizando algoritmos de reconstrucción.

#### *1.1.1.2.2 Resonancia magnética*

Es una técnica no invasiva que mediante el fenómeno de resonancia magnética se puede adquirir información de las estructuras y composición del cuerpo en análisis. La información obtenida se la procesa con la utilización de ordenadores y se la transforma en imágenes. Esta técnica utiliza campos magnéticos en lugar de radiación ionizante para alinear la magnetización nuclear de los átomos de hidrógenos que se encuentran en las moléculas de agua que componen el cuerpo del paciente.

#### *1.1.1.2.3 Tomografía por emisión de fotón simple*

Son imágenes adquiridas mediante la administración en el cuerpo de un radionucleido emisor de rayos gamma, los fotones son emitidos por el cuerpo y detectados por una cámara gamma convencional que gira alrededor del paciente, la cual registra una imagen en cada paso angular. La cámara se mueve alrededor del paciente tomando imágenes que son estáticas desde diferentes ángulos.

Las imágenes adquiridas son conocidas como proyecciones debido a que son formadas por la irradiación de los fotones que son emitidos por el paciente. Estas imágenes pueden representar la distribución de las actividades que se dan lugar en el cuerpo humano.

#### *1.1.1.2.4 Tomografía por emisión de positrones*

Es una imagen nuclear en 3D que está formada por una sucesión de imágenes que recolectan los procesos funcionales y metabólicos que se dan en el cuerpo humano. El procedimiento identifica pares de rayos gamma emitidos de forma indirecta por un emisor de positrones que se implanta en el cuerpo mediante una molécula biológicamente activa. Luego de este proceso la secuencia de imágenes es reconstruida para configurar las imágenes en 3D, las cuales finalmente serán mostradas en un ordenador.

## **1.2 Preprocesamiento de imágenes**

### *1.2.1 Definición*

La optimización de una función de costo que es empleada por los diferentes métodos de registro está englobada por un espacio del cual su dimensionalidad está directamente relacionada con el número de grados de libertad. El espacio de soluciones es proporcional al número de parámetros de una transformación; es decir, si este espacio tiene pocos parámetros se vuelve más sencillo y si tiene muchos parámetros se vuelve más complejo. En teoría una función de costo es global y toma su valor máximo después que las imágenes hayan sido registradas.

Esto no ocurre frecuentemente, ya que el máximo global corresponde a una solución de alineación equívoca, por ejemplo después de haber realizado consecutivas transformaciones sucede que el dominio de superposición de las imágenes únicamente contiene aire y ruido que pertenecen al fondo de las imágenes. Este problema ha sido resuelto utilizando un óptimo local de la función de costo. Hay varios caminos para fijar las imágenes de modo que se pueda llegar a la solución correcta.

Una alternativa para la solución es ubicar de manera manual las imágenes en una posición próxima a la alineación y limitar la búsqueda en la zona de parámetros para que no se sobrepasen algunos límites en los cuales se cree que se encuentra la solución correcta. Otra alternativa es ejecutar rutinas de suavizado y reescalamiento de intensidad en las imágenes con la finalidad de reducir la función de costo. (Larese, 2004, p. 19)

Una imagen en niveles de gris está definida como una función en dos dimensiones,  $f: \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}$  donde para un punto  $(x,y) \in \mathbb{R}^2$ ,  $x$  e  $y$  son coordenadas en el espacio y  $f(x,y)$  representa la intensidad de la imagen en el punto  $(x,y)$ . Se conoce a una imagen como “digital” cuando tanto los valores de posición en el espacio como de intensidad son discretas. Las imágenes digitales

pueden procesarse con un ordenador y este procesamiento se conoce como Procesamiento Digital de Imágenes (PDI). Cada punto en la imagen digital se conoce como píxel.

Las imágenes juegan un papel importante en la percepción de los seres humanos gracias a la visión que poseemos, pero nuestra visión ha sido establecida solo para la banda visual del Espectro Electromagnético (EM), aunque se han desarrollado máquinas que cubren aproximadamente todo el EM y éstas pueden trabajar en imágenes creadas por fuentes generadoras que los seres humanos no podemos relacionar con las imágenes. Estas fuentes involucran el ultrasonido, el microscopio electrónico e imágenes generadas por ordenador. En conclusión el PDI engloba una extensa y múltiple área de aplicaciones. (Hussain, 1991, pp. 1-7)

Existen diferencias en las clasificaciones de las diferentes áreas del procesamiento de imágenes. No obstante podemos considerar al preprocesamiento de imágenes como una operación rudimentaria para reducir el ruido, mejorar la nitidez y el contraste de las imágenes. Este es un proceso de bajo nivel donde el resultado del pre-procesamiento es una nueva imagen. En un proceso de nivel medio, la salida es también una imagen más simplificada donde los bordes y contornos permiten la identificación de los objetos individuales.

Por último un procesamiento de alto nivel presenta como salida no necesariamente una imagen sino información, datos, o funciones que están asociadas con la visión. El preprocesamiento se basa en convertir la imagen de entrada o matriz numérica, en otra matriz con las mismas características, desplegando algunas propiedades requeridas. En el primer caso se tomará en cuenta la corrección de inhomogeneidades de luminancia y la eliminación del gradiente de fondo.

Para la toma de decisiones se debe realizar procedimientos que mejoren la estética de las imágenes que den una buena percepción visual, como son: reducción del ruido por filtraje, realce de contornos, aumento de contraste y el aislamiento. Debido al alisamiento de los contornos y reducción del contraste, se asocia a los beneficios del preprocesamiento con una disminución de la facilidad que tenemos para identificar los objetos en la imagen. (Alegre et al, 2003; pp. 6-85)

Si evitamos recalcular mediante la PC los atributos de las imágenes estamos evitando la adquisición de costosos operadores de imágenes. Conociendo acerca de las condiciones de adquisición, la calidad de imagen y sobre los beneficios de los operadores de preprocesamiento, podemos identificar cómo debemos aplicar un operador y optimizar la selección de los parámetros. Por otro lado, para la eliminación de artefactos creados es necesario conocer las propiedades de los objetos buscados. Al poseer dichos conocimientos de una manera razonable no será necesaria la intervención de un especialista en la etapa de visión por ordenador.

La inestabilidad en la calidad y diversidad de las imágenes tornan compleja la selección de una estrategia de análisis y de los operadores de procesamiento. Este conocimiento aplicado refleja la gran experiencia de los investigadores a través del desarrollo y utilización de las diferentes técnicas de preprocesamiento de imágenes. (Pajares y de la Cruz, 2001, p. 85)

Entre los diferentes mecanismos de encarar la solución del problema están por ejemplo, variar el tamaño y la forma de la ventana de observación para los procesamientos que emplean la información de vecindario, la variación de los coeficientes de la máscara de convolución en filtraje lineal, la evaluación de la naturaleza del vecindario y la compatibilidad de los métodos de relajación de histograma, la conveniencia de la aplicación de métodos para aumentar el contraste, la selección del tamaño y forma de los elementos estructurantes para los filtros morfológicos y la combinación de operadores.

Comúnmente el conocimiento empleado en el preprocesamiento no está descrito claramente. Por ejemplo, la mejora de una imagen a través de un filtro lineal no tiene una ilustración explícita del conocimiento acerca del filtro, sino solamente la matriz de coeficientes. Sin embargo, semejante a la transformada de Fourier, el contenido de dicha matriz está basado en el conocimiento sobre el espectro de frecuencia a tratar, este es un conocimiento que emula el sistema visual humano. (Passariello y Mora, 1995, p. 144)

## ***1.2.2 Algunos procedimientos de preprocesado***

### ***1.2.2.1 Manejo de brillo-contraste***

Mediante el manejo del brillo y contraste podemos corregir anomalías en imágenes que están claras u oscuras, también podemos realzar los colores de las imágenes a través del contraste. Es una herramienta ideal para resolver problemas de iluminación.

### ***1.2.2.2 Zoom de una imagen***

Es una técnica que permite observar con más precisión detalles que contienen las imágenes. Aumentando el zoom podemos observar pequeñas estructuras de la imagen y disminuyendo el zoom observamos la imagen en su totalidad, la disminución o aumento excesivo del zoom puede causar que la imagen se distorsione debido a que se sobrepasa el límite de resolución de la misma.

### 1.2.2.3 Filtrado de las imágenes

Los filtros son una herramienta muy útil con la cual mejoramos la calidad de las imágenes, estos permiten reducir el ruido existente, producen suavizado, realzan características que tienen bajo contraste, agudizan los bordes y realzan pequeños detalles de las imágenes.

### 1.2.2.4 Suavizado de las imágenes

Para reducir las variaciones rápidas de intensidad que se da entre vóxeles cercanos se utiliza el proceso de suavizado de las imágenes. Se realiza este procedimiento con dos fines. Uno es eliminar los objetos pequeños de las imágenes conservando los grandes. El otro es reducir el ruido existente que se origina durante la adquisición y transmisión de la señal de la imagen.

El proceso se puede realizar mediante la aplicación de un filtro pasa bajos gaussiano, y se lo define de la siguiente manera:

$$H(u, v) = e^{-D^2(u,v)/(2D_0^2)} \quad (1.1)$$

donde:

$u, v$  son los ejes coordenados del dominio frecuencial.

$D(u, v)$  es la distancia sobre el plano  $(u, v)$  medida a partir de  $(0,0)$ .

$D_0$  es la frecuencia de corte en píxeles. Cuando  $D(u, v) = D_0$ , la función de transferencia está a 0.607 de su valor máximo.

Puesto que la transformada de Fourier inversa de un filtro gaussiano es gaussiana, el beneficio de utilizar dicho filtro frecuencial se basa en evitar el efecto de sobredisparo, este suceso se crea debido a la característica de discontinuidad de la función de transferencia de los filtros ideales, conocido como fenómeno de Gibbs. Al darse este fenómeno causaría la aparición de oscilaciones en la imagen filtrada y la introducción de artefactos en las mismas, originadas en el cálculo de la transformada de Fourier inversa. No obstante, este problema se lo resuelve utilizando un filtro gaussiano. Esta clase de filtro tiene una banda de transición más suave que otros, como por ejemplo el de Butterworth, produciendo una borrosidad más atenuada para la misma frecuencia de corte. (González y Woods, 2002, p. 175)

### 1.2.2.5 Reescalado en intensidad de las imágenes

Las imágenes contienen pocos vóxeles muy intensos, esto da como resultado que los histogramas de las mismas engloben muchos ceros. Por esta razón, los algoritmos no emplean un conjunto completo de intensidades originales, sino que una vez que las imágenes han sido suavizadas se aplica un reescalado previo para procesar al mismo tiempo conjuntos de intensidades similares (rebinning). En conclusión el reescalado incrementa la velocidad de cómputo de las estadísticas, compensando la situación inicial.

El proceso de rebinning se define mediante la siguiente función:

$$NI = \begin{cases} (BF) & \text{si } R - R_{min} > R_{max} \\ (R - R_{min})(BF)/(R_{max} - R_{min}) & \text{en otro caso} \end{cases} \quad (1.2)$$

Donde  $R$  es la intensidad de la imagen original,  $R_{min}$  y  $R_{max}$  son los valores de intensidad máximo y mínimo de la imagen original,  $NI$  es la intensidad de la nueva imagen y  $BF$  es el factor de reescalamiento. (He y Narayana, 2002, p. 145)

## 1.3 Transformaciones de imágenes

Las transformaciones de imágenes comprende el mapeo de puntos y vectores desde un espacio de entrada hacia un espacio de salida.

Las transformaciones geométricas se pueden clasificar según la cantidad de grados de libertad o parámetros libres que posean. (Porchedel et al, 1999; p. 1) (Hill y Batchelor, 2000, p. 76)

De acuerdo con este criterio, una transformación puede ser:

### 1.3.1 Rígida

Representa los objetos en las imágenes cuando conservan su forma y tamaño. Se la considera un tipo especial de transformación afín porque esta transformación está compuesta de una combinación de traslaciones y rotaciones, es decir, la traslación sólo se puede dar en el sentido de los ejes coordenados y la rotación en torno a estos ejes. No se originan cambios en la forma del objeto únicamente en su posición. Los factores de escala en la extensión de los ejes se determinan independientemente sobre las dimensiones conocidas del vóxel. Esta transformación es utilizada frecuentemente para realizar el registro de imágenes de estructuras anatómicas que se encuentran

rodeadas de hueso, como es el caso de imágenes del cerebro. Utilizando coordenadas homogéneas la transformación T se representa como (Larese, 2004, p. 8):

$$T_{rigida} = \begin{bmatrix} \cos\beta \cdot \cos\gamma & \cos\alpha \cdot \sin\gamma + \sin\alpha \cdot \cos\gamma & \sin\alpha \cdot \cos\gamma - \cos\alpha \cdot \sin\beta \cdot \cos\gamma & t_x \\ -\cos\beta \cdot \sin\gamma & \cos\alpha \cdot \cos\gamma - \sin\alpha \cdot \sin\beta & \sin\alpha \cdot \cos\gamma - \cos\alpha \cdot \sin\beta \cdot \sin\gamma & t_y \\ \sin\beta & -\sin\alpha \cdot \cos\beta & \cos\alpha \cdot \cos\beta & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

Aquí  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  representan los ángulos de rotación alrededor de los ejes coordenados, y  $t_x$ ,  $t_y$  y  $t_z$  las traslaciones en la dirección de ejes. En una transformación 3D-3D en total se tienen 6 incógnitas o grados de libertad, los cuales se simbolizan con la letra L.

### 1.3.2 Similaridad (rígida + escalado)

Se la conoce como transformación del sistema cartesiano de coordenadas, la cual representa traslaciones globales, rotacionales y escalados diferentes entre las dos imágenes que se van a registrar. La diferencia de rotación entre las imágenes se determina por el ángulo entre las líneas que conectan los puntos de las imágenes. La diferencia de escala entre las imágenes es determinada por la relación de distancia entre los puntos en las imágenes.

Esta transformación permite cambiar la posición del objeto en representación; además aumenta o disminuye su tamaño a través de la implementación de un factor de escala por cada eje coordenado. Se utiliza en el registro de imágenes multimodalidad de cerebro.

La transformación de similaridad se define de la siguiente manera:

$$T_{escalado} = \begin{bmatrix} x_{zoom} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & y_{zoom} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & z_{zoom} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.4)$$

$$T_{similaridad} = T_{rígido} \cdot T_{escalado}$$

En el caso de tres dimensiones, se cuenta con 3 parámetros adicionales a los 6 de una transformación rígida, dando un total de 9 grados de libertad. (Hill et al, 1994; pp. 205-216)

### 1.3.3 Proyectiva

Al adquirir imágenes estamos en un proceso proyectivo. En esta transformación se necesita que las líneas rectas en la imagen de referencia sigan siendo rectas en la imagen detectada. Se utiliza

especialmente para el registro intermodalidad de imágenes, como por ejemplo una imagen de MR con una de rayos X. Esta transformación llega a tener hasta 10 grados de libertad, los cuales serán resueltos por un algoritmo de registro.

Cuatro parámetros de esta transformación son exclusivos del sistema de adquisición de la imagen y son determinados calibrando el equipo del cual adquirimos las imágenes (Rayos X, Tomógrafo, Desintómetro Óseo, Angiógrafo, Mamógrafo, Resonador Magnético, etc). Los otros 6 parámetros pertenecen a la transformación rígida. (Betting y Feldmar, 1995, pp. 275-286)

#### **1.3.4 Afín**

Se da cuando las líneas rectas permanecen paralelas. Se pueden dar movimientos de cuerpo rígido, escalamiento y de corte. Esta transformación contiene seis parámetros que se determinan conociendo tres puntos no colineales en las imágenes. Se la puede considerar como una transformación de perspectiva débil. Pueden tolerar distorsiones más complicadas que la transformación rígida debido a que es más general y mantiene propiedades matemáticas de baja complejidad. Se utiliza para corregir errores ocasionados por posicionamiento del paciente durante el proceso de adquisición de las imágenes o por los diferentes pacientes en el registro de tipo intersujeto. Tiene un total de doce grados de libertad. (Goris et al, 1996, pp. 298-301)

La transformación afín en un punto P entre P' se expresa de la siguiente forma:

$$\begin{bmatrix} P'_x \\ P'_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} T_x \\ T_y \end{bmatrix} \quad (1.5)$$

Donde: M es la matriz coeficientes de N x N dimensiones, T es el vector de traslaciones sobre los ejes (x,y) y P' es la transformación del punto P.

#### **1.3.5 Elástica**

Se aplica cuando no se supone rigidez. Puede considerarse como una transformación afín (permite cambiar la forma mediante una acción de corte) o como transformaciones más complejas donde se aloja el cambio de forma siendo a nivel global o local. Se la utiliza para el registro intersujeto, individuo-atlas; esta transformación realiza el registro de imágenes de partes anatómicas que no están cubiertas por hueso y de imágenes que han sido extraídas de intervenciones pre y post quirúrgicas. La cantidad de parámetros varía desde una pequeña a una gran cantidad.

Las técnicas que más se utilizan para determinar los grados de libertad tratan sobre el Análisis de Componentes Principales y elementos finitos. (Cootes et al, 1992; p. 9) (Rueckert et al, 1999; p: 712).

## **1.4 Algunos elementos de comparación para transformaciones de imágenes médicas**

### **1.4.1. Mallas**

Las mallas pretenden representar formas en el espacio. Las mallas son n-dimensionales y permiten una gran flexibilidad en su uso. En la práctica una malla puede ser vista como un conjunto de puntos a la que se han añadido células (también conocidos como elementos) de muchas dimensiones y formas diferentes.

Existen dos estilos básicos de mallas: las estáticas y las dinámicas. Las primeras se utilizan cuando el número de puntos en el conjunto puede ser conocido de antemano y no se espera que cambie como consecuencia de las manipulaciones realizadas en el conjunto. El estilo dinámico, está destinado a apoyar la inserción y extracción de puntos en una manera eficiente.

La razón por la que se hace la distinción entre los dos estilos es facilitar el ajuste fino de su comportamiento con el objetivo de optimizar el rendimiento y la gestión de memoria del procesador en proceso de registración para asignar datos que atribuyen valores a los elementos de las imágenes. En el caso de la malla, el aspecto dinámico / estático se extiende a la gestión de las células. (Gamma et al, 1995; pp. 35-43)

Se las utiliza cuando se procesa imágenes con la aplicación de algoritmos que se ejecutan mediante células.

### **1.4.2 Máscaras**

Una máscara es un filtro y está destinada a procesar las imágenes; es decir, aceptan una o más imágenes de entrada dando como resultado una o más imágenes de salida. El proceso general de la aplicación de una máscara consiste en mover la máscara de filtro píxel a píxel en una imagen. Es una de las operaciones de procesamiento de imágenes más comunes (inicialización con momentos de imágenes), su fin es eliminar un rango de frecuencias espaciales de la imagen de entrada. Esta operación se realiza típicamente mediante la utilización de la máscara como imagen móvil sobre la imagen fija. (Collignon et al, 1995; pp. 263-274)

Las máscaras se utilizan cuando se procesa imágenes mediante algoritmos que emplean Matemática Convencional, en este caso los algoritmos utilizados en el presente trabajo.

### **1.4.3** *Elemento estructurante*

Es una estructura geométrica conocida que compara la imagen en análisis con otra imagen, este se desplaza a través de la imagen. Cada vez que se superpone el elemento estructurante con la imagen se realiza una operación entre conjuntos píxel a píxel que darán como resultado el origen de una nueva imagen transformada. (Serra, 1982, pp. 106-114)

Un elemento estructurante se lo utiliza cuando se procesa imágenes mediante la utilización de Morfología Matemática.

## **1.5** **Valoración de las transformaciones realizadas a las Imágenes Digitales**

Se mide cuantitativamente la exactitud con que la imagen transformada en movimiento se ajusta a la imagen fija mediante la comparación de la intensidad de la escala de grises de las imágenes. Las métricas son muy flexibles y pueden trabajar con cualquier transformación o método de interpolación y no requieren la reducción de las imágenes en escala de grises a escasa información extraída como bordes.

La métrica es posiblemente el elemento más crítico del proceso de registración. La selección de cuáles métricas se van a utilizar depende en gran medida del problema de registro a ser resuelto. Además, algunos indicadores sólo son adecuados para la comparación de las imágenes obtenidas a partir de la misma modalidad de imagen, mientras que otros pueden manejar comparaciones intermodalidad. Los elementos básicos en una métrica son la imagen fija y móvil, una transformación y un interpolador.

### **1.5.1** *Algunos tipos de métricas utilizados*

#### **1.5.1.1** *Medios Cuadrados*

Calcula la diferencia del cuadrado medio del píxel en cuanto a intensidad entre la imagen fija y móvil sobre una región definida por el usuario. El valor óptimo de la métrica es cero. Los encuentros deficientes entre las imágenes dan como resultado grandes valores de la métrica. Esta métrica es fácil de calcular.

Esta métrica se basa en la suposición de que la intensidad que representa el mismo punto homólogo debe ser el mismo en ambas imágenes; por lo tanto, su uso está restringido a las imágenes de la misma modalidad.

Además, los cambios lineales en la intensidad dan como resultado un valor de encuentro deficiente; es decir, que la imagen fija no va a coincidir en los píxeles asignados con la imagen móvil después de realizar una transformación. Habituar a las características de la métrica como una función de costos es fundamental a fin de encontrar la mejor manera de establecer un proceso de optimización que usará esta métrica para resolver un problema de registro. (Mattes et al, 2001; pp. 1609-1620)

#### *1.5.1.2 Información mutua por Viola y Wells*

Calcula la información mutua entre la imagen fija y móvil. La información mutua (IM) mide la cantidad de información de una variable aleatoria (intensidad de la imagen en una sola imagen) sobre otra variable aleatoria (intensidad de la imagen en la otra imagen). La principal ventaja de usar IM es que la forma real de la dependencia no tiene que ser especificada. Por lo tanto, el mapeo complejo entre dos imágenes puede ser modelado. Esta flexibilidad hace que la IM sea muy adecuada como criterio de registro de múltiples modalidades. (Viola y Wells, 1997, pp. 137-154)

#### *1.5.1.3 Información mutua por Mattes*

Esta forma de información mutua sigue el método implementado por Mattes. En este método, sólo un conjunto de muestras se extrae de la imagen. Usando este conjunto, la función de probabilidad de densidad se evalúa en posiciones discretas o cubos repartidos uniformemente dentro de la gama dinámica de las imágenes.

Durante los cálculos de esta función, los valores de intensidad de la imagen se escalan linealmente al tener un mínimo de cero y un máximo de uno. Este cambio de escala significa que un ancho de banda fijo de uno puede ser usado para manejar datos de imagen con una magnitud arbitraria y el rango dinámico. (Mattes et al, 2003; pp. 120-128)

#### *1.5.1.4 Diferencia de gradiente*

Esta métrica evalúa la diferencia de las derivadas de la imagen fija y móvil. El propósito de esta medida es enfocar la inscripción en los bordes de las estructuras en las imágenes. De esta manera los bordes ejercen una influencia mayor sobre el resultado del registro que hacen en el interior de las regiones homogéneas en la imagen. (Deriche, 1990, pp. 78-87)

#### *1.5.1.4 Histograma de información mutua*

Calcula la información mutua entre dos imágenes para ser registradas mediante los histogramas de las intensidades en las imágenes. Esta clase de métrica se utiliza sobre las imágenes fija y móvil para compararlas. También calcula la medida de similaridad entre los píxeles de la imagen móvil y los píxeles de la imagen fija utilizando un histograma.

### **1.6 Registración de Imágenes**

#### *1.6.1 Técnicas de registración*

Las técnicas de registro se clasifican según diferentes criterios. (Porchededel et al, 1999; p. 146)

##### *1.6.1.1 Según la dimensionalidad de la transformación*

Se realiza una clasificación dependiendo si las dimensiones son todas espaciales o si añadimos el tiempo como una dimensión más. El problema puede ser categorizado según el número de dimensiones espaciales que están involucradas.

###### *1.6.1.1.1 Dimensión 2D-2D*

Las imágenes a registrar deben ser precisamente bidimensionales. Es un registro que tiene un tiempo de adquisición bajo debido a que el número de parámetros y el volumen de sus datos no es muy grande. Es aplicable para separar rebanadas de datos tridimensionales como por ejemplo datos de una TC o de una imagen bidimensional como imágenes portal.

###### *1.6.1.1.2 Dimensión 2D-3D*

Para realizar el registro debemos contar con una imagen bidimensional y una imagen tridimensional o volumétrica. El procedimiento de este tipo de registro consiste en realizar la proyección de la imagen volumétrica sobre el plano en el cual reside la imagen bidimensional. Se aplica en procedimientos intraoperatorios los cuales tienen el tiempo limitado, dando como consecuencia un fuerte impacto en la velocidad de cálculo y optimización del registro. Este problema de velocidad puede ser abordado mejorando la rutina clínica.

#### *1.6.1.1.3 Dimensión 3D-3D*

Para poder realizar el registro, las dos imágenes implicadas deben ser tridimensionales o volumétricas sin involucrar el tiempo. Esta técnica de registro consiste en alinear el volumen de una imagen con el volumen de la otra. Se aplica al registro de una sola imagen tomográfica a cualquier información espacialmente definida.

#### *1.6.1.1.4 Tiempo*

Las imágenes a registrar realizan una secuencia de tiempo la cual representa procesos evolutivos en un paciente. Se aplica en intervalo de tiempo largo (monitoreo del crecimiento de los huesos de un niño), intervalo de tiempo medio (monitoreo del crecimiento tumoral), intervalo de tiempo corto (seguimiento postoperatorio de cicatrización) e intervalo de tiempo ultra corto (paso de un bolo inyectado a través de un árbol de vaso). (Hawkes, 2000, p. 37)

#### *1.6.1.2 Según el tipo de transformación geométrica*

El mismo criterio empleado en la Sección 1.3 para la clasificación de las transformaciones geométricas se lo puede utilizar con las técnicas de registro, siendo del tipo:

##### *1.6.1.2.1 Lineal*

Rígido, de similaridad, proyectivo, afín.

##### *1.6.1.2.2 No lineal*

Elástico o no rígido

#### *1.6.1.3 Según los sujetos implicados*

##### *1.6.1.3.1 Intrasujeto*

Cuando las imágenes utilizadas en un proceso de registro se adquieren del mismo paciente. Estas imágenes pueden ser de igual modalidad (como en el caso de imágenes pre y postquirúrgicas) o de modalidades de adquisición diferentes.

#### *1.6.1.3.2 Intersujeto*

Se produce si el proceso de registro se lleva a cabo con imágenes que pertenecen a diferentes pacientes. Comúnmente se debe aplicar transformaciones del tipo elástico que permitan compensar las particularidades de forma y tamaño de cada sujeto.

#### *1.6.1.3.3 Sujeto-atlas*

Se produce si una imagen se adquiere de un solo paciente, mientras que la otra es proveniente de una base de datos médica. Sirve como referencia para que el experto pueda interpretar las imágenes reales y delinear regiones anatómicas.

#### *1.6.1.3.4 Sujeto-espacio físico*

Una imagen se adquiere previamente y se registra en tiempo real con el espacio físico del paciente. Un ejemplo de este registro es la cirugía asistida por imágenes.

### *1.6.1.4 Según las modalidades implicadas*

#### *1.6.1.4.1 Intramodalidad*

Las imágenes utilizadas son provenientes de la misma modalidad de adquisición de imágenes.

#### *1.6.1.4.2 Intermodalidad*

Este tipo de registro se realiza con imágenes que provienen de sistemas con diferentes principios físicos de generación de la imagen; es decir, de diferentes modalidades de adquisición de imágenes.

### *1.6.1.5 Según el nivel de automatización*

#### *1.6.1.5.1 Manuales*

El usuario se encarga de realizar el proceso de registro; es decir, realiza la rotación, traslación y deformación de una imagen hasta que esta coincida geométricamente con la otra imagen.

#### *1.6.1.5.2 Semiautomáticos*

El usuario inicializa el algoritmo y selecciona varias características que deben tener las imágenes que van a ser utilizadas como referencias u objetivos del registro que se emplean para que el proceso de registro comience (marcadores anatómicos, superficies a segmentar).

#### *1.6.1.5.3 Automáticos*

El usuario tan solo suministra el algoritmo con los datos de la imagen o información sobre la adquisición de la imagen. Con esto se logra optimizar una función de costo que tiene relación con el grado de concordancia geométrica que existe entre las imágenes. El experto debe comprobar el resultado de este proceso visualmente.

#### *1.6.1.6 Según las características sobre las cuales operan*

Este criterio ha dado lugar a las categorías más importantes de clasificación de las técnicas de registro, por lo cual merece un análisis más detallado. Se realiza su descripción para el caso de una transformación del tipo rígido, pudiendo extender su aplicación al caso afín en forma directa. Existen diversas maneras para llevar a cabo el cálculo de la transformación geométrica adecuada que provea la alineación entre las imágenes.

Cada uno de estos modos utiliza distinta información proveniente de las mismas para hacer el registro. Agrupando estos métodos según las ideas esenciales en las cuales se basan para determinar la transformación, se han clasificado en técnicas que utilizan (Hill y Batchelor, 2000, p. 63):

##### *1.6.1.6.1 Correspondencia de marcadores*

A los marcadores se los conoce como puntos equivalentes tridimensionales los cuales se identifican en las imágenes que van a ser registradas. Los marcadores son de dos tipos: externos y anatómicos.

Al grupo de los marcadores externos pertenecen los métodos que usan dispositivos externos visibles en ambas imágenes a registrar. Los marcadores externos se introducen en el paciente, es decir, son invasivos como los marcadores estereotácticos que definen un sistema de coordenadas tanto para la adquisición de la imagen como para el tratamiento quirúrgico posterior. En casos diferentes son no invasivos ya que se fijan temporalmente en la piel del paciente o tienen forma de moldes, siendo estos menos confiables. Proporcionan exactitud suficiente, pero su principal

desventaja es que hay la necesidad de preparar la adquisición de las imágenes para realizar el registro. (Maures et al, 1995; pp. 1197-1202)

Por otra parte, los marcadores anatómicos localizan puntos cuya situación en el espacio debe ser la misma para todas las imágenes a registrar. Se usan lugares anatómicos visibles en las modalidades de registro. Es importante que los marcadores elegidos estén relacionados con la estructura anatómica que se desea estudiar. La necesaria interacción del usuario es un problema.

La principal desventaja es que la identificación de estos marcadores no siempre resulta fácil y repetible, y su elección se la hace manualmente (Gómez et al, 2003; p. 134)

Este es un método no invasivo pero tiene la desventaja de requerir un tiempo extra para seleccionar los puntos (el tiempo es de 10 a 15 minutos para un médico experimentado y alrededor de 30 minutos para un médico residente). (Hawkes, 2000, p. 37)

#### *1.6.1.6.2 Ajuste de superficies*

Esta técnica consiste en utilizar como marcadores estructuras extraídas o segmentadas automáticamente de las imágenes, pero computacionalmente es muy costoso. Hay superficies en las imágenes médicas que tienden a tener un alto contraste por lo que se han implementado algoritmos de segmentación que pueden localizar estas superficies. Las imágenes deben ser segmentadas previamente para poder emplear los métodos que utilizan correspondencia de superficies. El error que se comete en el proceso de registración es menor que en el caso de utilizar marcadores puntuales. (Feldmar et al, 1995; pp. 549-556)

Actualmente se utiliza con frecuencia esta técnica pero debemos tener en cuenta que su aplicación no se la debe realizar a imágenes donde las estructuras objetivo presenten características de simetría. Cuando se realiza la segmentación, sólo se preservan los contornos de los objetos y en caso de hallarse con formas simétricas, los resultados del registro pueden ser erróneos.

#### *1.6.1.6.3 Medidas de similaridad entre vóxeles*

Las diferentes imágenes de una misma región del paciente se reconocen como similares, partiendo de esto se pretende hacer uso de la mayoría de vóxeles para registrar las imágenes, en vez de un pequeño grupo de características extraídas de éstas. Las ventajas que poseen estas técnicas es que no emplean parte de las características de las imágenes sino la totalidad de su información disponible, para lo cual utilizan el valor de intensidad de todos los vóxeles como fundamento para actualizar de forma sucesiva una función de costo a optimizar.

La base de esta técnica es la presunción de que algún tipo de combinación aritmética de los vóxeles de las imágenes suministra una medida del parecido entre ellas, que alcanza un valor óptimo cuando las imágenes están alineadas. Entre éstas se encuentran: el algoritmo de minimización de la diferencia de intensidades, la correlación cruzada y el algoritmo de información mutua. (Hill et al, 1994; pp. 205-216)

## **1.7 Fusión de Imágenes**

Una vez que se haya completado el proceso de registro utilizando las técnicas de registración intermodalidad ya descritas, el siguiente paso consiste en la visualización conjunta de las dos imágenes simultáneamente.

Es un procedimiento que incorpora en una sola imagen la información adquirida de las imágenes que han sido previamente registradas. Integra la información de imágenes que proceden de diferentes modalidades en una sola, simplificando de esta manera su interpretación y la obtención de datos cuantitativos. Mejorará significativamente la calidad del diagnóstico aportando mayor fiabilidad, seguridad y ahorro en costes computacionales.

Existen diferentes técnicas por medio de las cuales se puede efectuar este procedimiento. A continuación se describen algunos de los métodos de fusión utilizados más comúnmente. (Hajnal, 2000, p. 22)

### **1.7.1 Algunas técnicas de fusión**

#### **1.7.1.1 Cortinillas Desplazables**

Se trata de superponer la información del estudio de dos imágenes utilizando una línea móvil que las divide (de forma vertical u horizontal). Desplegando una sola imagen a cada lado de la línea. De esta manera podemos comprobar con certeza la correspondencia de las estructuras y validar el resultado de la registración. El interesado en utilizar esta técnica puede cambiar la posición tan solo con el movimiento del mouse. Este procedimiento de fusión es apropiado para todas la modalidades de imagen. (Barillot et al, 1995; pp. 70-82)

#### **1.7.1.2 Cursores Linkeados**

Se da cuando se navega por una de las imágenes registradas y la otra se desplaza al mismo punto. Estas imágenes cuentan con un cursor móvil, es decir, la posición del cursor de una imagen

depende de la ubicación del cursor de la otra imagen. Entonces se muestra la correspondencia espacial de las estructuras anatómicas porque los punteros se mueven coordinados. Este procedimiento es de gran importancia debido a que muestra las características de cada imagen por separado. Su utilización es adecuada también para validar el proceso de registro. (Burt, 1993, pp. 173-182)

#### *1.7.1.3 Superposición de Color*

En este procedimiento de fusión una imagen aporta la información de brillo a la imagen final y la otra imagen da el tono al color resultante, esta segunda imagen suele ser un estudio funcional. Resulta adecuado para visualizar conjuntamente estudios anatómicos de MR y funcionales de PET/SPECT. El usuario de esta técnica al controlar el brillo, el tono y la saturación de las imágenes puede cambiar el resultado y lo debe tener presente al momento de interpretar los resultados. (Hemler et al, 1995; pp. 1049-1056)

#### *1.7.1.4 Sustracción de Imágenes*

Es una técnica muy sencilla. Se trata de revelar la diferencia que existe entre las dos imágenes registradas. Se utiliza para fusionar imágenes seriales, esto se debe a que después de realizar la sustracción quedan visibles las estructuras que se encuentran en una imagen y no en la otra, además del ruido que existe en las imágenes. (Taneja et al, 1994; pp. 238-250)

#### *1.7.1.5 Campos de Deformación*

Este procedimiento realiza fusión de imágenes que fueron previamente registradas a través de transformaciones geométricas complejas, no rígidas. Se muestra en un esquema vectorial o tensorial dependiendo del caso propio de la deformación aplicada. Se puede aplicar en imágenes pre y post quirúrgicas, ya que en una de las dos imágenes existe una fracción anatómica que después de haber sido seccionada ya no es visible en la otra imagen. Para lograr registrar ambas imágenes debemos aplicar transformaciones de deformación a los tejidos blandos y la fusión se lleva a cabo desplegando el campo de deformación aplicado. (Soltys et al, 1995; pp. 74-84)

#### *1.7.1.6 Manejo de Transparencia (alphablending)*

Consiste en mostrar las imágenes registradas mediante la utilización de diferentes grados de transparencia para cada una de estas. Se realiza un promedio ponderado para cada vóxel de la imagen fusionada, aplicando la siguiente ecuación:

$$[R, G, B]_{fusionada} = \alpha [R, G, B]_{imagen 1} + (1-\alpha)[R, G, B]_{imagen 2} \quad (1.6)$$

El factor de ponderación  $\alpha$  varía entre 0 y 1, y mide el grado de transparencia con el cual aporta cada imagen al resultado final. Cuando vale 0 se ve solamente una de las imágenes, y cuando vale 1 sólo se visualiza la segunda imagen registrada. Valores intermedios muestran la combinación de ambas. Si las imágenes originales están representadas usando falso color, el promedio debe realizarse en cada canal RGB (red-green-blue). (Gómez et al, 2003; p. 156)

## CAPÍTULO II

### 2. METODOLOGÍA

#### 2.1 Hardware y Software utilizado para la registración de las imágenes médicas

##### 2.1.1 *Hardware mínimo requerido*

Para Windows:

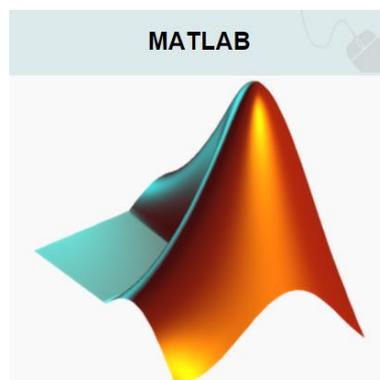
- Procesador: Intel Pentium IV y posterior
- Disco duro: se necesitan por lo menos 500MB de espacio disponible
- Memoria RAM: 512 MB como mínimo.
- Video: Tarjeta gráfica de 16, 24 o 32 bits

##### 2.1.2 *Software*

El software utilizado en este proyecto es:

- MatLab®
- Versión 7.6.0.324 (R2008a)

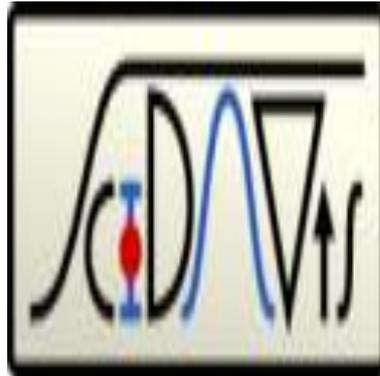
MatLab® (Matrix Laboratory, “laboratorio de matrices”), tiene un lenguaje de programación propio. Podemos operar matrices, representar datos y funciones e implementar algoritmos.



**Figura 1-2.** Logo MatLab®  
Fuente: [www.mathworks.com/products/matlab](http://www.mathworks.com/products/matlab)

- SciDAVis
- Versión 1.D005 (2014)

SciDAVis (Scientific Data analysis and Visualization), es un software libre que permite analizar y visualizar datos de manera confiable. Su propósito es realizar gráficas de alta calidad de datos científicos. Ha sido utilizado para realizar las gráficas de los datos de los tiempos del proceso de registración obtenidos.



**Figura 2-2. Logo SciDAVis**  
Fuente: <http://scidavis.sourceforge.net/>

## 2.2 Base de datos a utilizar

### 2.2.1 Base de datos de las imágenes

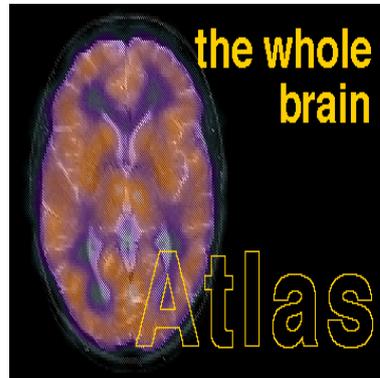
Las imágenes a utilizar han sido obtenidas de la base de datos pública ATLAS, esta base de datos se encuentra disponible en: <http://www.med.harvard.edu/aanlib/home.html>.

Las imágenes tomadas corresponden a la zona del cráneo bajo las modalidades de RM, TC y SPECT correspondiente a los Casos\_1, Caso\_3, Caso\_20 y Caso\_35 (donde cada caso corresponde a un paciente diferente).

De los pacientes escogidos, según la base de datos ATLAS y para el desarrollo de este trabajo la información ha sido tomada de la siguiente manera:

- Paciente\_1 (Caso\_1), se tomaron las imágenes desde el corte número 18 al 33, que han sido adquiridas bajo las modalidades de RM y SPECT.
- Paciente\_2 (Caso\_3), se tomaron las imágenes desde el corte número 18 al 33, adquiridas mediante la modalidad de RM.

- Paciente\_3 (Caso\_20), se tomaron las imágenes desde el corte número 8 al 23, adquiridas mediante la modalidad de RM y TC.
- Paciente\_4 (Caso\_35), se tomaron las imágenes desde el corte número 7 al 22, adquiridas mediante la modalidad de RM.



**Figura 3-2.** Logo base de datos Atlas.  
**Fuente:** <http://www.med.harvard.edu/aanlib/home.html>.

### 2.2.2 *Base de datos de los algoritmos*

Los algoritmos implementados han sido obtenidos de la base de datos pública Librería Nacional de Medicina Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK). ITK es un paquete de software de código abierto, que proporciona un extenso conjunto de herramientas para el análisis de imágenes. Esta base de datos utiliza algoritmos de elevado nivel para el registro y la segmentación de datos multidimensionales. Estos algoritmos se ejecutan a través del programa MatLab®.



**Figura 4-2.** Logo de la librería ITK.  
**Fuente:** [www.itk.org](http://www.itk.org)

Los algoritmos extraídos de la librería ITK son los siguientes:

- Algoritmo\_1 “Transformación de Similaridad 2D”
- Algoritmo\_2 “Información Mutua por Viola y Wells”
- Algoritmo\_3 “Hola Mundo de la Registración”
- Algoritmo\_4 “Información Mutua por Mattes”
- Algoritmo\_5 “Fundamentos”
- Algoritmo\_6 “Ajuste de Parámetros”
- Algoritmo\_7 “Registro Rígido 2D”
- Algoritmo\_8 “Inicialización con Momentos de Imagen”
- Algoritmo\_9 “Transformación de Centrado Añn”
- Algoritmo\_10 “Trazado Conjunto de Histogramas”

### **2.3 Algoritmos empleados en la registración de las imágenes**

Como ya se habló en la Sección 2.2.2 los algoritmos han sido obtenidos de la librería ITK. A continuación se presenta los algoritmos utilizados y se describe cada uno de ellos.

#### **2.3.1 *Algoritmo\_1 “Transformación de Similaridad 2D”***

Todo método de registración emplea el siguiente conjunto de componentes: dos imágenes de entrada, una transformación, una métrica, un interpolador (evalúa la intensidad de la imagen fija en una posición asignada de la imagen móvil) y un optimizador. Varios de estos componentes son parametrizados de acuerdo al tipo de imagen para la cual está propuesto el registro.

Puede ser vista como una transformada rígida. Esta transformación preserva ángulos entre líneas. En esta implementación en 2D, los cuatro parámetros de la transformación combinan las características de la transformación en escala, en particular, las relativas a la no linealidad del espacio de parámetros y la falta de uniformidad de las unidades de medición. Los optimizadores (Se utilizan para disminuir el tiempo de adquisición de datos y para disminuir la disimilitud que existe entre la imagen fija y la imagen móvil) de descenso de gradiente se deben utilizar con precaución en estos espacios de parámetros desde las nociones de dirección del gradiente y la longitud del paso.

Un posible enfoque para el control de la optimización en el espacio de parámetros de esta transformación es modificar dinámicamente el conjunto de escalas pasados al optimizador de

descenso de gradiente. El efecto producido por el aumento de parámetros se puede utilizar para dirigir el paso en el espacio de parámetros (dando preferencia a algunos de los parámetros sobre los demás). Por ejemplo, al realizar algunas iteraciones se debe actualizar sólo el ángulo de rotación, entonces equilibrar el conjunto de factores de escala en el optimizador y realizar otra serie de iteraciones al actualizar sólo las traslaciones.

Representa una rotación en 2D, escala homogénea y una traslación en 2D. Se debe tener en cuenta que el componente de traslación no tiene ningún efecto sobre la transformación de vectores y vectores covariantes. Esta transformación emplea cuatro parámetros, el primer parámetro es el factor de escala para todas las dimensiones, el segundo es el ángulo en radianes y los dos últimos parámetros son las traslaciones en (x, y) respectivamente. Está definida sólo para imágenes de entrada y salida bidimensionales.

El proceso que el algoritmo sigue para llevar a cabo la registración de las imágenes es el siguiente: Utiliza un optimizador de descenso de gradiente para asemejar la imagen fija y la móvil, luego realiza el registro mediante una transformación rígida que permite hacer cambios en la posición de la imagen y no en su forma. Principalmente se aplica para registración intramodalidad pero puede también ser utilizado en registración intermodalidad en donde sus resultados esperados no son los más óptimos.

### **2.3.2 Algoritmo\_2 “Información Mutua por Viola y Wells”**

Para simplificar el cálculo de la información mutua se debe normalizar la distribución estadística de las dos imágenes de entrada. Se volverá a trazar las intensidades de las imágenes de entrada con el propósito de originar una imagen de salida con media cero y varianza unitaria. El filtro de paso bajo de las imágenes para ser registradas aumentará la robustez frente al ruido (el algoritmo funciona aún cuando la imagen tenga mucho ruido).

Primeramente se debe definir las imágenes de tipo fija y móvil. Es una ventaja trabajar con una imagen de tipo interna debido a que de la información mutua se obtienen resultados más óptimos con imágenes que tienen una distribución estadística normalizada. Las imágenes fijas y móviles se normalizarán y se convertirán a tipo internas. Los componentes restantes del registro de imagen se realizan mediante el uso de la imagen tipo interna.

El número de parámetros que la métrica requiere deben ser seleccionados, implementando la desviación estándar para la estimación de la densidad de la imagen fija, la desviación estándar para la densidad de la imagen en movimiento y el número de muestras a emplear para el cálculo de densidades. Estudios realizados por Viola y Wells demuestran que un valor de 0.4 de la

desviación estándar funciona adecuadamente para imágenes que fueron normalizadas a una media de cero y varianza unitaria.

Se utiliza las imágenes fija y móvil como entrada y una imagen de tipo interna como salida para definir los filtros de normalización. Al utilizar como entrada la imagen tipo interna los filtros de desenfoque (elimina el ruido de la imagen y en el espectro de la imagen realiza la atenuación de frecuencias espaciales altas) son definidos. La salida de los lectores convierte en la entrada a los filtros de normalización. La salida de los filtros de normalización está conectada como entrada a los filtros de desenfoque. La entrada que se utiliza para el método de registro se toma de los filtros de desenfoque.

Se debe definir el número de muestras espaciales que serán utilizadas en el cálculo de métricas, el número de muestras generalmente se define como una fracción del número total de píxeles de la imagen fija. Este número de muestras espaciales tomadas es el 1% del número total de píxeles de la imagen fija. Existe la ventaja de mejorar la suavidad de la métrica de una iteración a otra aumentando el número de muestras, esto favorece cuando se utiliza esta métrica en conjunto con los optimizadores los cuales dependen de la continuidad de los valores métricos. Trabajando con un mayor número de muestras se da lugar a tiempos de cálculos más prolongados por cada evaluación de la métrica.

Empíricamente se ha logrado establecer que el número de muestras no es un parámetro crítico para el proceso de registro. Cuando se inicia la sintonización fina del proceso de registro, se usa los valores altos del número de muestras. Cuando se haya realizado el registro de las imágenes, se puede reducir el número de muestras gradualmente hasta encontrar un buen compromiso en el tiempo que se toma para calcular una evaluación de la métrica. No tiene beneficio contar con evaluaciones rápidas de la métrica si el ruido en sus valores se traduce en más iteraciones que se requiera por el optimizador a converger.

El algoritmo sigue el siguiente proceso para realizar el registro de las imágenes:

Este algoritmo realiza una traslación para asignar un punto de la imagen fija con el dominio de la imagen móvil, luego se utiliza una métrica para calcular la información mutua entre la imagen fija y móvil. Para evaluar la intensidad de la imagen fija con puntos específicos de la imagen móvil se utiliza un interpolador. Con el fin de disminuir el costo computacional se emplea un optimizador de descenso de gradiente. Especialmente este algoritmo se aplica para registración intermodalidad pero al ser aplicado para registración intramodalidad sus resultados no son los deseados.

### 2.3.3 *Algoritmo\_3 “Hola Mundo de la Registración”*

Debe interpretarse como un “Hola Mundo” para el registro de imágenes, es decir, que no es necesario preguntar el ¿por qué? Se utiliza como una introducción a los elementos que están incluidos en la solución de un problema de registro de imágenes.

Los parámetros de la transformación se inicializan mediante el paso en una matriz. Esto puede ser usado para configurar una corrección inicial conocida de la desalineación. El conjunto de parámetros para esta transformación se compone simplemente de los valores de traslación a lo largo de cada dimensión. La configuración de los valores de los parámetros a cero inicializa la transformación. Para construir las matrices se requieren el número de parámetros. Es por lo general empleado para afinar los parámetros del optimizador. Cada optimizador tiene particulares parámetros que deben ser interpretados en el contexto de la estrategia de optimización que se aplica.

La registración de imágenes se realiza mediante el siguiente proceso que sigue el algoritmo:

Se realiza una transformación afín para corregir errores en la imagen ocasionados por el posicionamiento del paciente, luego emplea una métrica de medios cuadrados para calcular la diferencia media cuadrada de la intensidad del pixel entre la imagen fija y móvil en una región definida. Se ejecuta una interpolación lineal de la intensidad de la imagen en una posición de pixel medio de la imagen móvil. Emplea un optimizador de descenso de gradiente regular para disminuir la función de costo. Este algoritmo es ideal para registración intermodalidad pero se puede aplicar para registración intramodalidad en la cual sus resultados no son óptimos.

### 2.3.4 *Algoritmo\_4 “Información Mutua por Mattes”*

Se emplea para resolver problemas de múltiples modalidades. Se utiliza solo un conjunto de muestras espaciales para todo el proceso de registración en lugar de utilizar las nuevas muestras de cada iteración. El uso de una sola muestra ha configurado resultados en una función de coste mucho más suave y por lo tanto permite el uso de optimizadores más inteligentes. No es necesaria la pre-normalización de las imágenes como el cambio de la forma de medir de las métricas internamente cuando se construye las funciones de densidad discretas. La métrica de tipo información mutua por Mattes se aplica en las imágenes fija y móvil.

La métrica requiere dos parámetros que se pueden seleccionar: el número de datos que se utilizan para calcular la entropía y el número de muestras espaciales utilizados para calcular las

estimaciones de densidad. Se nota sin embargo, que el número de datos puede tener efectos drásticos sobre el comportamiento del optimizador (el proceso de optimización no es el esperado).

El número de muestras espaciales para ser utilizado depende del contenido de la imagen. Si las imágenes son suaves y no contienen mucho detalle. Por otro lado, si las imágenes son detalladas, puede ser necesario utilizar una proporción mucho mayor, tal como 20%. Un mecanismo para llevar la métrica a su límite es deshabilitar la toma de muestras y utilizar todos los píxeles presentes en la región de la imagen fija.

Mediante el siguiente proceso este algoritmo lleva a cabo la registración de las imágenes:

Se realiza una traslación en la imagen, para luego calcular el valor de la intensidad de solo un conjunto de muestras de la imagen llegando a un valor mínimo de 0 y un máximo de 1 mediante la utilización de la métrica tipo información mutua por Mattes. Se utiliza un interpolador lineal para evaluar la intensidad del conjunto de muestras de la imagen fija en una posición asignada de la imagen móvil. Para minimizar la función de costo se emplea un optimizador de descenso de gradiente. Este algoritmo es excelente para aplicar en registración intermodalidad pero al trabajar con registración intramodalidad no arroja los resultados esperados.

### **2.3.5      *Algoritmo\_5 “Fundamentos”***

Es empleado para resolver problemas sencillos de registro de múltiples modalidades. Aparte de las dos imágenes de entrada, una transformación, una métrica, un interpolador y un optimizador, este método multiresolución también necesita dos pirámides de imágenes (aplicación de varias transformaciones a una secuencia de imágenes para llegar a una resolución de la imagen más detallada; es decir, de una resolución gruesa a fina) para crear desde abajo la secuencia muestreada de imágenes.

El método de registro multiresolución resuelve un problema de manera de grueso a fino. El método de registro empieza desde el nivel más grueso usando las imágenes en el primer nivel de las pirámides de imágenes fijas y en movimiento. Los parámetros de transformación determinados por el registro son utilizados para inicializar el registro en el siguiente nivel más fino, trabajando con imágenes desde el segundo nivel de las pirámides. El proceso se repite a medida que se llega hasta el nivel más fino de la resolución de la imagen. Se puede ajustar la configuración de componentes o intercambiar componentes entre los niveles multiresolución. Cuando se optimiza a una resolución gruesa, es posible tener tamaños de paso más agresivos y tener un criterio de convergencia más relajado.

El algoritmo realiza la registraci3n de im3genes a trav3s del siguiente proceso:

Realiza una traslaci3n en la imagen, luego utiliza una m3trica de tipo informaci3n mutua por Mattes para calcular el valor de la intensidad de un conjunto de muestras de la imagen. Emplea un interpolador lineal para evaluar la intensidad del conjunto de muestras de la imagen fija en una posici3n asignada de la imagen m3vil, minimiza la funci3n de costo utilizando un optimizador de descenso de gradiente.

Finalmente emplea el m3todo multiresoluci3n de im3genes, el cual utiliza un filtro de imagen conocido como pir3mide; es decir, que se realiza una secuencia de remuestreos en las im3genes fija y m3vil con el objetivo de llevar la resoluci3n de la imagen registrada de un nivel grueso a un nivel m3s fino. Este algoritmo es el correcto para trabajar con registraci3n intermodalidad pero sus resultados no son los esperados cuando se trabaja con registraci3n intramodalidad.

### **2.3.6      *Algoritmo\_6 “Ajuste de Par3metros”***

La transformada af3n es uno de los componentes m3s complejos del marco de registro debido a que es de vital importancia afinar los par3metros de escala del optimizador.

La transformaci3n af3n es lineal debido a que mapea l3neas en l3neas, esta transformaci3n puede ser utilizada para representar traslaciones, rotaciones, escalamiento, cizallamiento o cualquier combinaci3n de ellos. Se debe tomar en cuenta la construcci3n y la inicializaci3n de la transformada. Para realizar este tipo de transformada se requiere solamente de la dimensi3n y qu3 tipo de espacio utilizado para representar las coordenadas espaciales.

Se simplifica la tarea de inicializaci3n mediante el aprovechamiento de los m3todos de conveniencia adicionales que tienen la mayor3a de las transformadas. Se debe forzar la transformaci3n que es inicializada como una transformaci3n de similaridad, una vez realizado esto se puede extraer la matriz de par3metros y finalmente se pasa la matriz al algoritmo utilizado en el m3todo de registro.

El conjunto de par3metros de la transformada af3n tiene diferentes rangos, los par3metros asociados con traslaciones, tienden a valores altos. La diferencia en el rango afecta negativamente a la eficiencia de los optimizadores de descenso de gradiente.

Existe un mecanismo para compensar las diferencias de valores entre los par3metros cuando se pasan al optimizador. Dicho mecanismo proporciona un conjunto de factores de escala para el mismo. Estos factores normalizan nuevamente los componentes del gradiente antes de que se

utilicen para el cálculo del paso del optimizador en la iteración actual. Es de mucha importancia tener en cuenta que una vez que las imágenes se registran en un nivel subpíxel, cualquier mejora adicional de la inscripción se basa en gran medida en la calidad del interpolador. Entonces es razonable utilizar un interpolador de acuerdo al nivel de resolución.

La registración de imágenes se da mediante el siguiente proceso que sigue el algoritmo:

Realiza una transformación afín en las imágenes para poderlas trasladar, rotar o una combinación de estas según requiera la modalidad de registración. Después utiliza una métrica de tipo información mutua por Mattes para calcular el valor de la intensidad de un conjunto de muestras de la imagen, este valor debe tener un mínimo de 0 o un máximo de 1. A continuación emplea un interpolador para evaluar el valor de la intensidad de la imagen fija es un espacio asignado de la imagen móvil. Se reduce la función de costo computacional mediante la aplicación de un optimizador regular. Se aplica principalmente en registración intermodalidad pero también puede ser aplicado para registración intramodalidad en la cual sus resultados no son los adecuados.

### **2.3.7      *Algoritmo\_7 “Registro Rígido 2D”***

Es un método de registración que sirve para realizar registros rígidos en 2D. El único parámetro utilizado para esta clase de método es el tipo de representación de las coordenadas espaciales. El objeto de transformación se construye desde abajo y pasa al método de registro. Se utiliza un código para actualizar los lectores con el fin de asegurar de que los parámetros de la imagen (tamaño, origen y espaciado) son válidos cuando se emplean para inicializar la transformación.

Se puede utilizar el centro de la imagen fija como el centro de rotación y luego usar el vector entre el centro de la imagen fija y el centro de la imagen móvil como la traslación inicial que se aplica después de la rotación. Se calcula el centro de rotación mediante el uso del origen, el tamaño y el espaciado de la imagen fija. El centro de la imagen móvil se calcula de manera similar al de la imagen fija.

El método más inmediato de inicializar los parámetros de transformación es configurando la transformada y a continuación obtener sus parámetros. Se debe inicializar la transformación pasando el centro de la imagen fija como el centro de rotación. Seguidamente, la traslación se establece como el vector que relaciona el centro de la imagen móvil hacia el centro de la imagen fija. Finalmente se inicializa la rotación con ángulo cero.

Después se pasa a los actuales parámetros de transformación como los parámetros iniciales que se utilizarán cuando se inicie el proceso de registración.

Se toma en cuenta que la escala de las unidades en rotación y traslación es bastante diferente, con esto se tiene ventaja de la funcionalidad de escala que ofrecen los optimizadores. Se sabe que el primer elemento de la matriz de parámetro corresponde al ángulo que se mide en radianes, mientras que los otros parámetros corresponden a las traslaciones que se miden en milímetros.

Por tal razón se utiliza pequeños factores en las escalas relacionadas con las traslaciones y las coordenadas del centro de giro. Se establece los parámetros normales del método de optimización.

En el siguiente proceso el algoritmo realiza la registración de imágenes:

Realiza una transformación rígida para iniciar el proceso con una traslación en las imágenes. Aplica una métrica para calcular el valor de intensidad de la imagen y mediante un interpolador evalúa el valor de la intensidad de la imagen fija en un espacio asignado de la imagen móvil. Finalmente disminuye la función de costo mediante un optimizador. Este algoritmo es adecuado para aplicarlo en registración intramodalidad pero no da los resultados más óptimos aplicado en registración intermodalidad.

### **2.3.8      *Algoritmo\_8 “Inicialización con Momentos de Imagen”***

Se utiliza el método de transformación centro rígido en 2D para realizar el registro. El objetivo de la clase del inicializador es simplificar el cálculo del centro de rotación y la traducción requerida para inicializar ciertas transformaciones. El inicializador acepta dos imágenes y un archivo de transformación como insumos. Se consideran las imágenes fijas y móviles del problema de registro, mientras que la transformación es la que se utiliza para la registración de las imágenes.

La transformación centro rígido en 2D soporta dos modos de funcionamiento. En el primer modo, los centros de las imágenes se calculan como coordenadas espaciales empleando el origen de imagen, el tamaño y el espaciamiento. El centro de la imagen fija es asignado como el centro de rotación de la transformada mientras que el vector que va desde el centro de la imagen fija al centro de imagen móvil se pasa como la traducción inicial de la transformación.

En el segundo modo, los centros de imágenes no se calculan geoméricamente, pero se lo realiza mediante la utilización de los momentos de la intensidad de los niveles de gris. El centro de masa de la imagen fija se pasa como el centro de rotación de la transformada mientras que el vector que

va desde el centro de masa de la imagen fija al centro de masa de la imagen móvil se hace pasar como la traducción inicial de la transformación.

Este segundo modo de funcionamiento es muy conveniente en el momento en que las estructuras anatómicas de interés no están centradas en la imagen. En estos casos, la alineación de los centros de masa proporcionan un mejor registro inicial que el simple uso de los centros geométricos. La eficacia del registro inicial debe ser cuestionada cuando las dos imágenes se adquieren en diferentes modalidades de adquisición de imagen; es decir, las imágenes deben ser de la misma modalidad de adquisición. El centro de masa de las intensidades en una modalidad no coincide necesariamente con el centro de masa de las intensidades en la otra modalidad de imagen.

A continuación se presenta el proceso que el algoritmo utiliza para realizar el registro de imágenes:

Realiza una transformación rígida e inicializa el proceso de registración simplificando el cálculo del centro de rotación y traslación de las imágenes. A continuación sigue el mismo procedimiento que el algoritmo propuesto en la sección 2.3.7. Este algoritmo se aplica preferentemente en registración intramodalidad pero cuando se aplica en registración intermodalidad sus resultados no son los esperados.

### **2.3.9      *Algoritmo\_9 “Transformación de Centrado Afín”***

Se utiliza la transformación afín para realizar el registro de 2D. Se define los tipos de imágenes para ser registradas.

Los parámetros de esta transformación son el tipo de coordenadas espaciales y la dimensión del espacio. El objeto a ser transformado se construye desde abajo y luego pasa al método de registro. Se emplea como inicializador la transformación de centrado con la intención de calcular un valor aceptable para el centro inicial de rotación y la traducción. El inicializador se ha configurado para utilizar el centro de masa de cada imagen como la corrección inicial de correspondencia.

Los parámetros presentados se transforman como los parámetros iniciales que se usarán cuando se inicie el proceso de registro. También se establecen los parámetros habituales del método de optimización como la longitud de paso inicial, longitud de paso mínima y el número de iteraciones. Los dos últimos parámetros actúan para detener criterios para la optimización.

Una vez que la optimización converge, se recupera los parámetros del método de registro. También se puede recuperar el valor final de la métrica y el número final de iteraciones.

Para llevar a cabo la registraci3n de im3genes el algoritmo emplea el siguiente proceso:

Realiza una transformaci3n afn para un espacio bidimensional, esta transformaci3n inicia el proceso calculando valores aceptables del centro inicial de rotaci3n y traslaci3n. Utiliza una m3trica para calcular el valor de la intensidad de la imagen fija en un espacio de la imagen m3vil. Finalmente aplica un optimizador de descenso de gradiente para minimizar la funci3n de costo computacional. Es empleado en la registraci3n intra e intermodalidad de im3genes.

### **2.3.10 Algoritmo\_10 “Trazado Conjunto de Histogramas”**

Se lo utiliza cuando en el ajuste fino de los par3metros de un proceso de registro de im3genes no siempre est3 claro qu3 factor est3 teniendo un mayor impacto en el comportamiento de la registraci3n. Incluso el trazado de los valores de la m3trica y los par3metros de transformaci3n pueden no proporcionar una indicaci3n clara sobre la mejor manera de modificar el optimizador y par3metros m3tricos con el fin de mejorar la velocidad de convergencia y estabilidad.

En tales circunstancias, es 3til para tomar una mirada m3s cercana a la parte interna de los componentes que intervienen en el c3lculo de la registraci3n. Uno de los componentes cr3ticos es, por supuesto, la m3trica que se utiliza en el proceso de registraci3n de la imagen. En este algoritmo se emplea un mecanismo que monitorea el comportamiento de la m3trica de tipo histograma de informaci3n mutua observando continuamente los intervalos regulares durante las iteraciones del optimizador.

Este m3todo se lo utiliza con el fin de obtener acceso al histograma que se calcula internamente por la m3trica. En este algoritmo se representa el histograma como una imagen 2D. El m3todo registra dos im3genes utilizando el optimizador de descenso de gradiente. La transformada usada aqu3 es una simple transformaci3n de traslaci3n.

A trav3s del siguiente proceso este algoritmo realiza la registraci3n de im3genes:

Realiza una simple transformaci3n de traslaci3n, despu3s utiliza una m3trica de tipo histograma de informaci3n mutua para calcular la informaci3n mutua que existe entre la imagen fija y m3vil empleando un histograma de intensidades de las im3genes, entonces calcula la medida de similaridad que existe entre los p3xeles de la imagen m3vil y los p3xeles de la imagen fija.

Utiliza un filtro el cual toma el histograma como entrada y como salida da el valor de entropía (mide la dependencia mutua de la información que proporcionan las imágenes fija y móvil) de la imagen, mediante estos valores se puede graficar un histograma de intensidades durante la registración. Aplica un optimizador para reducir la función de costo computacional. Los resultados de este algoritmo son óptimos tanto para ser aplicado en registración intramodalidad como para la registración intermodalidad.

## **2.4 Procesos de Registración**

Las imágenes han sido tomadas de la base de datos pública ATLAS como ya se habló en la sección 2.2.1

### **2.4.1 *Registración intramodalidad***

Para el proceso de registración intramodalidad se tomaron imágenes de la misma modalidad de adquisición y del mismo paciente (intrasujeto). Como imagen fija se tomó la imagen de referencia sin transformación alguna y como imagen móvil se tomó las imágenes en las que se ha realizado previamente transformaciones de rotación o de traslación.

Las imágenes a utilizar se tomaron de todos los casos descritos en la sección 2.2.1.

- Como imágenes fijas del Caso\_1 se tomaron los cortes del 18 al 33 de RM y como imágenes móviles los cortes del 18 al 33 de RM (rotada o trasladada).
- Como imágenes fijas del Caso\_3 se tomaron los cortes del 18 al 33 de RM y como imágenes móviles los cortes del 18 al 33 de RM (rotada o trasladada).
- Como imágenes fijas del Caso\_20 se tomaron los cortes del 08 al 23 de RM y como imágenes móviles los cortes del 08 al 23 de RM (rotada o trasladada).
- Como imágenes fijas del Caso\_35 se tomaron los cortes del 07 al 22 de RM y como imágenes móviles los cortes del 07 al 22 de RM (rotada o trasladada).

### **2.4.2 *Registración intermodalidad***

Para el proceso de registración intermodalidad se han tomado imágenes de diferente modalidad de adquisición y del mismo paciente (intrasujeto). Como imagen fija se tomó la imagen de referencia sin transformación alguna y como imagen móvil se toma la imagen de modalidad de adquisición diferente a la de referencia pero del mismo paciente, a las cuales se les ha realizado previamente transformaciones de rotación o de traslación.

Las imágenes utilizadas se tomaron de los casos\_1 y 20 descritos en la sección 2.2.1.

- Como imágenes fijas del Caso\_1 se tomaron los cortes del 18 al 33 de RM y como imágenes móviles los cortes del 18 al 33 de SPECT (rotada o trasladada).
- Como imágenes fijas del Caso\_20 se tomaron los cortes del 08 al 23 de RM y como imágenes móviles los cortes del 08 al 23 de TC (rotada o trasladada).

## **2.5 Proceso de realización de las pruebas de registración intra e intermodalidad**

La metodología utilizada en la realización de las pruebas de registración intra e intermodalidad es la siguiente:

Se crea una carpeta llamada “Experimentos”, luego por cada día que se realice las pruebas se debe armar una subcarpeta dentro de la carpeta “Experimentos” cuyo nombre sea la fecha (por ejemplo “20150720”) y se copia todo el contenido de la carpeta “Código Base” la cual se extrae de la librería ITK para comenzar a trabajar.

Cada carpeta de trabajo tendrá entonces varios archivos y subcarpetas. Las subcarpetas y archivos son:

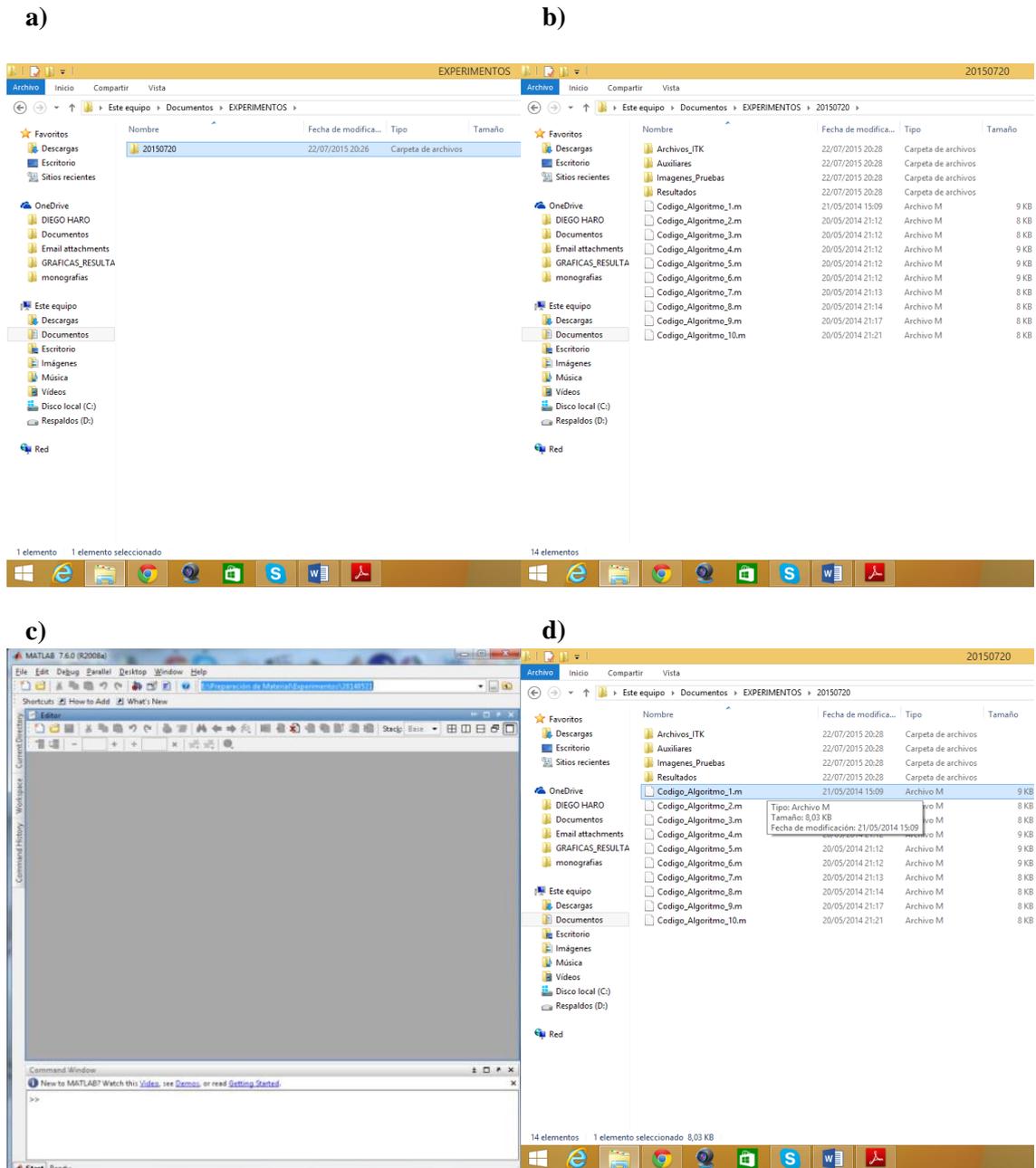
- Carpeta de programas fuente de ITK: “*Archivos\_ITK*”
- Subcarpeta de programas auxiliares: “*Auxiliares*”
- Carpeta de imágenes para realizar las registraciones. Aquí se copiarán las imágenes para cada prueba, las cuales son extraídas de la base de datos pública ATLAS: “*Imagenes\_Pruebas*”
- Subcarpeta donde MatLab® almacenará todos los resultados: “*Resultados*”

Los 10 archivos “.m” tienen el código de MatLab® para ejecutar pruebas con cada uno de los algoritmos seleccionados respectivamente.

Las pruebas son realizadas de la siguiente manera:

- 1) Se arma una subcarpeta dentro de la carpeta “Experimentos” cuyo nombre sea la fecha, por ejemplo “20150720”. Y dentro copiamos todo el contenido de la carpeta “Código Base”.
- 2) Utilizando el “Algoritmo\_1.exe”, cuyo archivo para pruebas es “Codigo\_Algoritmo\_1.m”. Se ejecuta el código fuente de este algoritmo en MatLab® y configuramos en la subcarpeta que

creamos con la fecha "...\20150720". Luego se abre el archivo ".m" para asignar las imágenes a utilizar de la base de datos disponible, como se muestra en la Figura 5-2.



**Figura 5-2.** Ejemplo de metodología para realizar pruebas. a) Subcarpeta dentro de la carpeta experimentos, b) Copia del contenido de la carpeta código base, c) Configuración de la carpeta en Matlab®, d) Abrir el archivo “.m”.

**Fuente:** Edgar Román

3) Todos los códigos de cada una de las pruebas presentan una estructura similar, en los cuales se identifica y se asigna los parámetros de prueba, lo cual se puede observar en la Figura 6-2:

```

% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****
% *****

% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)
% -----
% -----Algoritmo #1-----
% -----
% -----Prueba #1-----
% -----

% -----
% No tocar esta sección!!!
% Limpio memoria:
clear all
close all
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)
addpath([cd,'\Archivos_ITM'])
addpath([cd,'\Imágenes_Ejemplo'])
addpath([cd,'\Auxiliares'])

% Defino carpeta de "Resultados":
mkdir([cd,'\Resultados']);
cd
Ruta_Resultados=[cd,'\Resultados'];
Ruta_ITM=[cd,'\Archivos_ITM'];

% -----
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #1"
% No tocar esta sección!!!
% Defino el nombre del algoritmo:
% -----
% Usage: Algoritmo_1 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile
%         [differenceBeforeRegistration] [differenceAfterRegistration]
%         [stepLength] [initialScaling] [initialAngle]
% -----
% Definición de parámetros!!!

% Identificación de prueba:
Id_Prueba=#1'; % Permite definir un identificador para que todos los
% resultados de esta pruebas se almacene con el mismo
% identificador en el nombre del archivo!
% Nombre imagen fija:
Imagen_Fija='020_SDET.png'; % Acá se teea el nombre del archivo de la imagen fija!
% Nombre imagen móvil:
Imagen_Movil='020_MRI_T0_Movida.png'; % Acá se teea el nombre de la imagen móvil!
% Parámetros adicionales:
% acá puedes escribir el conjunto de parámetros
% adicionales para el algoritmo, son aquellos
% que en "Usage" se informan entre corchetes,
% van separados por espacios!
% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:
Fusionar=#1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar
% Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
% a) Registrar las imágenes,
% b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
% c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
% "afusing.m"; consultar la documentación de la
% misma).

```

Identificación de la fecha de la prueba (debe cambiarse en cada caso), el algoritmo que utiliza y la prueba (deberían enumerarse consecutivamente).

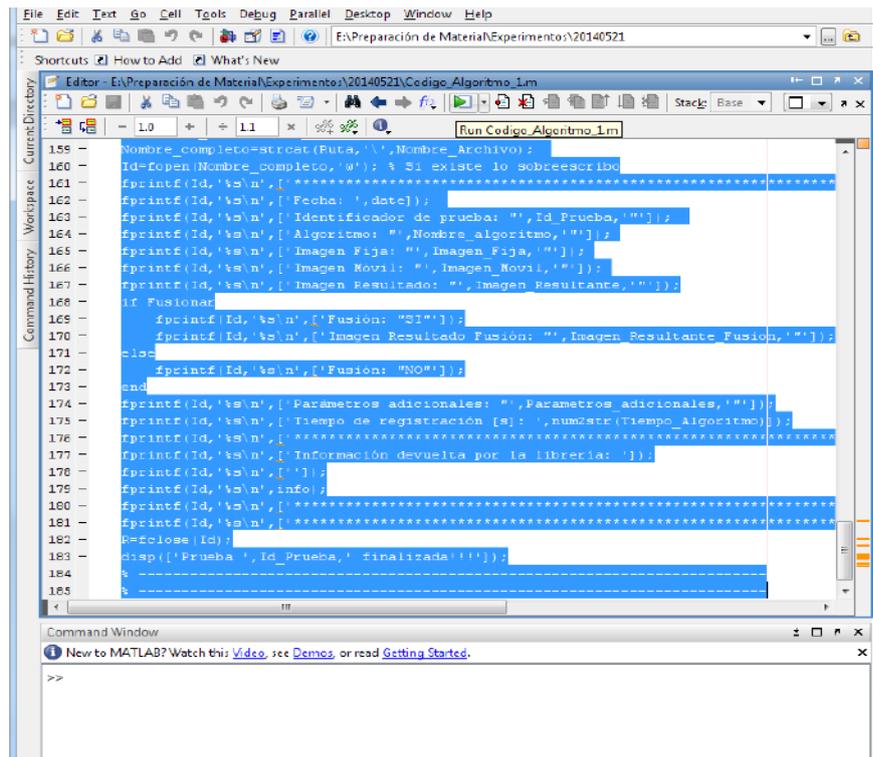
El listado de parámetros del algoritmo, los cuales deberías analizar e ir probando distintos valores.

Esta es la zona de definición de los parámetros. Se define:  
 -El identificador de prueba (en concordancia con el encabezado)  
 -Los nombres de las imágenes fijas y móviles.  
 -Los parámetros adicionales (opcionales), que se escriben dentro de los apostrofes " separadas por espacios.  
 -Si se desea fusionar las imágenes luego del registro.

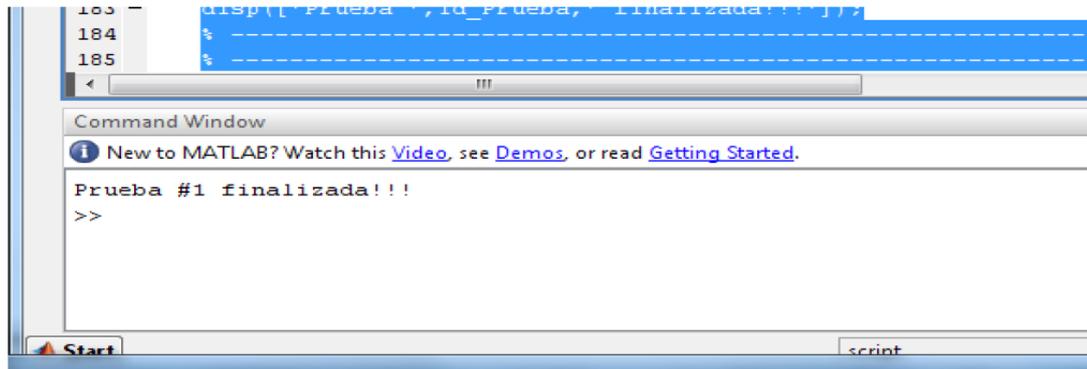
**Figura 6-2.** Identificación y asignación de los parámetros de prueba  
 Fuente: Edgar Román

4) Se selecciona el código hasta las líneas finales en color verde y se presiona la tecla F9 o botón “Run”, esto se puede ver en la Figura 7-2.

5) Al finalizar correctamente el procesamiento de las imágenes, se muestra un mensaje en la ventana de comandos que dice prueba finalizada, como se puede visualizar en la Figura 8-2.



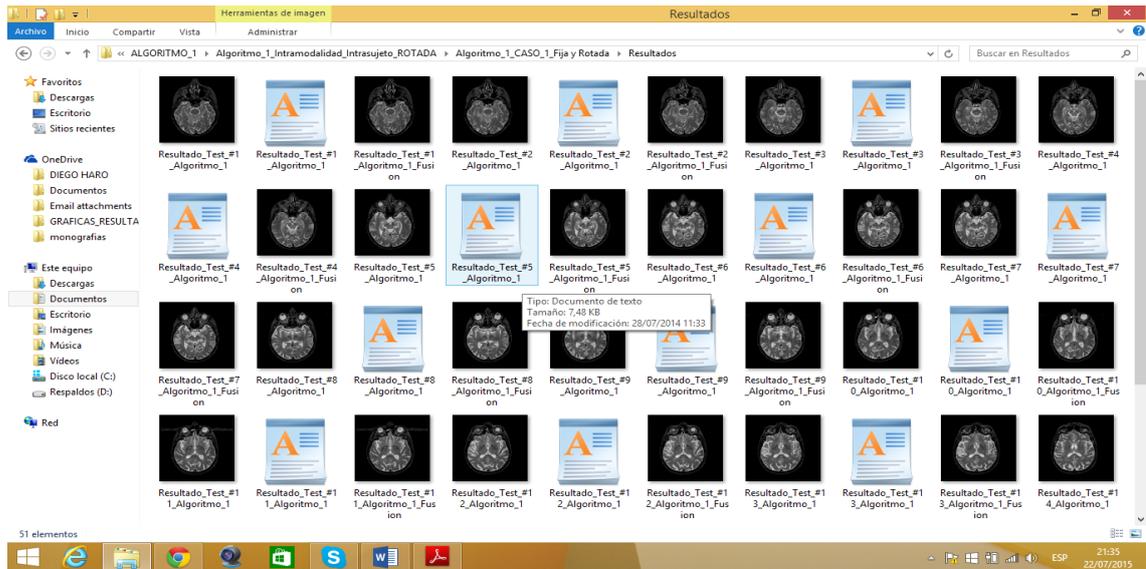
**Figura 7-2.** Ejecuci3n de la prueba  
Fuente: Edgar Rom3n



**Figura 8-2.** Cartel final al ejecutar las pruebas correctamente  
Fuente: Edgar Rom3n

Si se quiere realizar otra prueba, se vuelve a copiar el c3digo desde el encabezado que identifica la prueba hasta las l3neas verdes dobles finales, en el cual se cambia el identificador de la prueba, los par3metros y se ejecuta el c3digo.

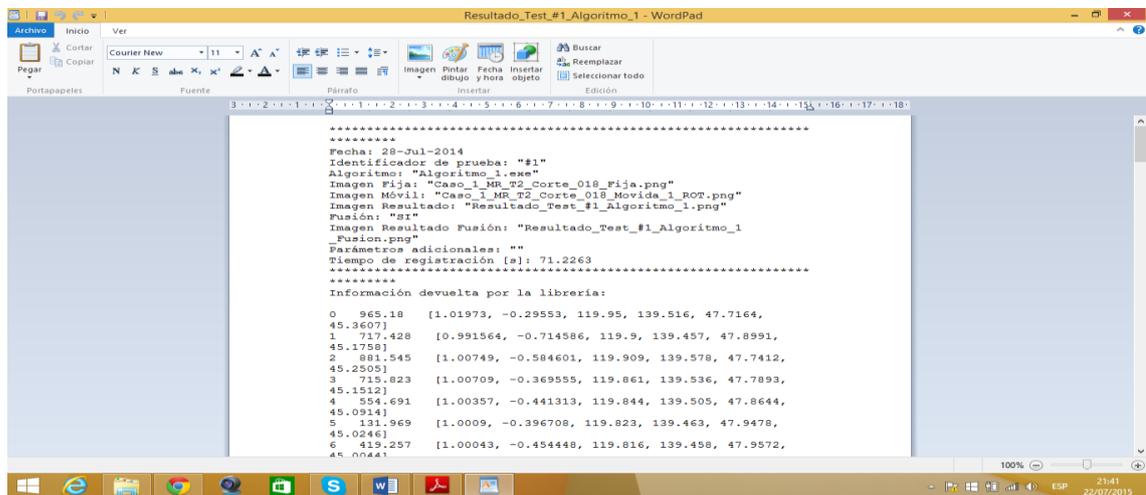
6) Una vez terminada la prueba, se obtienen los archivos de resultados en la subcarpeta "Resultados", cuyos nombres identifican la prueba y el algoritmo que se utiliz3. Esto podemos evidenciarlo en la Figura 9-2.



**Figura 9-2.** Archivos de resultados

Fuente: Edgar Román

7) El archivo de texto “Resultado\_Test\_#1\_Algoritmo\_1.txt” tiene un encabezado con todos los parámetros que se utilizaron, los nombres de las imágenes, el tiempo utilizado (costo computacional), los nombres de los archivos de resultados y todos los datos que devuelve el algoritmo aplicado. Los resultados adquiridos se los puede ver en la Figura 10-2.



**Figura 10-2.** Archivo de texto de los resultados

Fuente: Edgar Román

Para los demás algoritmos utilizados en este trabajo se emplea la misma metodología aplicada desde el paso 1) hasta el paso 7).

## CAPÍTULO III

### 3. RESULTADOS

Al ejecutar los algoritmos de la librería ITK para la base de datos de imágenes, aplicando las condiciones de las modalidades de registración utilizadas en el presente trabajo, se obtuvieron los siguientes resultados.

#### 3.1 Resultados de registración intramodalidad

A partir de la aplicación de los algoritmos en las imágenes de la misma modalidad de adquisición y del mismo paciente (registración intramodalidad- intrasujeto) se obtuvieron como resultado diferentes tablas de datos que reportan los tiempos de realización de cada test.

##### 3.1.1 *Imagen fija y rotada*

Los resultados de la tabla 1-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_1

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 18 al 33

Imagen Móvil\_Rotada:

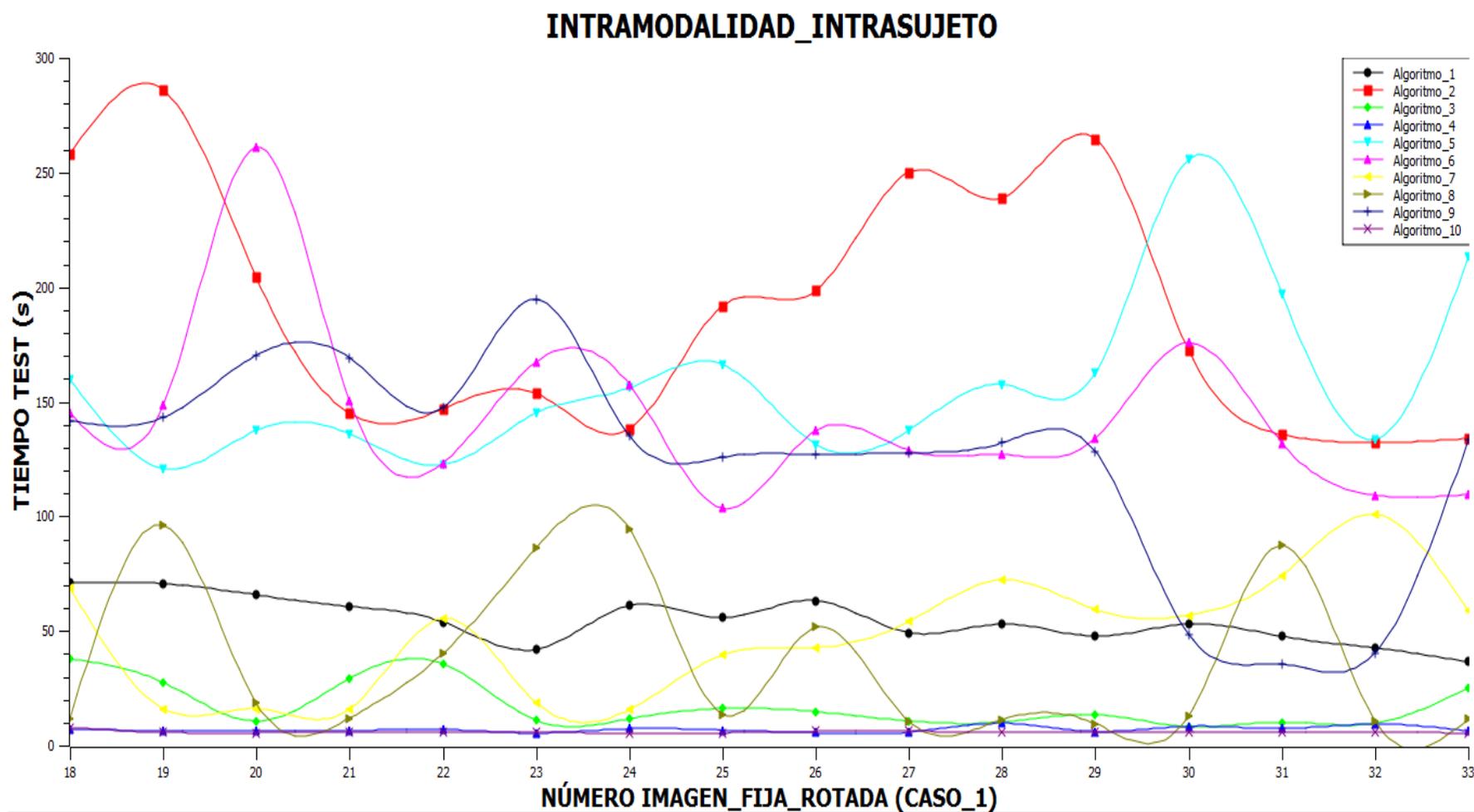
- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 341x341
- Cortes del 18 al 33

Aplicando las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 1-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_1

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	71,2263	<b>258,0027</b>	37,7847	6,7258	159,7284	145,0296	68,5288	11,9169	141,721	<b>7,7619</b>
19	70,5735	<b>286,0393</b>	27,5828	6,616	120,8507	148,4071	16,0064	96,1479	143,0722	<b>5,7176</b>
20	65,6952	<b>204,2409</b>	10,6388	6,2763	137,4897	261,0618	16,0189	18,4071	170,2481	<b>5,5333</b>
21	60,5711	<b>144,8132</b>	29,1717	6,4042	135,9898	150,2994	15,7039	11,922	169,0732	<b>5,5808</b>
22	53,8621	<b>146,7569</b>	35,7141	6,9353	122,5049	123,1517	55,386	40,1134	147,4356	<b>5,8109</b>
23	41,8644	<b>153,5384</b>	10,9608	5,4419	144,9904	167,2697	18,7288	86,0841	194,8427	<b>5,6252</b>
24	60,9514	<b>138,0473</b>	11,5881	7,2955	156,0157	157,472	15,5706	94,5881	135,1271	<b>5,4681</b>
25	55,7911	<b>191,7602</b>	16,1489	6,679	166,2384	103,4733	39,4944	13,4406	125,7461	<b>5,5091</b>
26	63,1701	<b>198,5218</b>	14,7061	5,5384	131,2684	137,3339	42,6236	51,687	127,0414	<b>6,1189</b>
27	49,1828	<b>250,145</b>	10,6877	5,7652	137,4718	128,7206	54,1542	10,2696	127,7382	<b>6,2403</b>
28	52,9916	<b>239,0456</b>	10,1967	9,6714	157,5059	126,8655	72,2748	11,3365	132,0553	<b>5,6858</b>
29	47,6354	<b>264,6354</b>	13,3673	6,065	162,5573	133,9821	59,2466	9,4899	128,1083	<b>5,6263</b>
30	53,0839	<b>172,29</b>	8,2395	8,3949	255,6537	175,7132	56,7221	12,8654	48,3594	<b>5,7439</b>
31	47,6171	<b>135,5824</b>	10,1409	7,4005	197,1595	131,8449	74,1263	87,127	35,4733	<b>5,584</b>
32	42,5371	<b>132,0116</b>	9,7328	9,3772	133,5834	109,2071	100,8464	10,7259	40,4325	<b>5,6501</b>
33	36,5719	<b>133,9584</b>	25,0164	6,3138	213,0915	109,551	58,7749	11,5379	133,1087	<b>5,4627</b>

Fuente: Edgar Román



**Figura 1-3.** Comparación de los resultados de los tiempos de realización de cada test CASO\_1  
Fuente: Edgar Román

Los resultados de la tabla 2-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_3

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 18 al 33

Imagen Móvil\_Rotada:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 341x341
- Cortes del 18 al 33

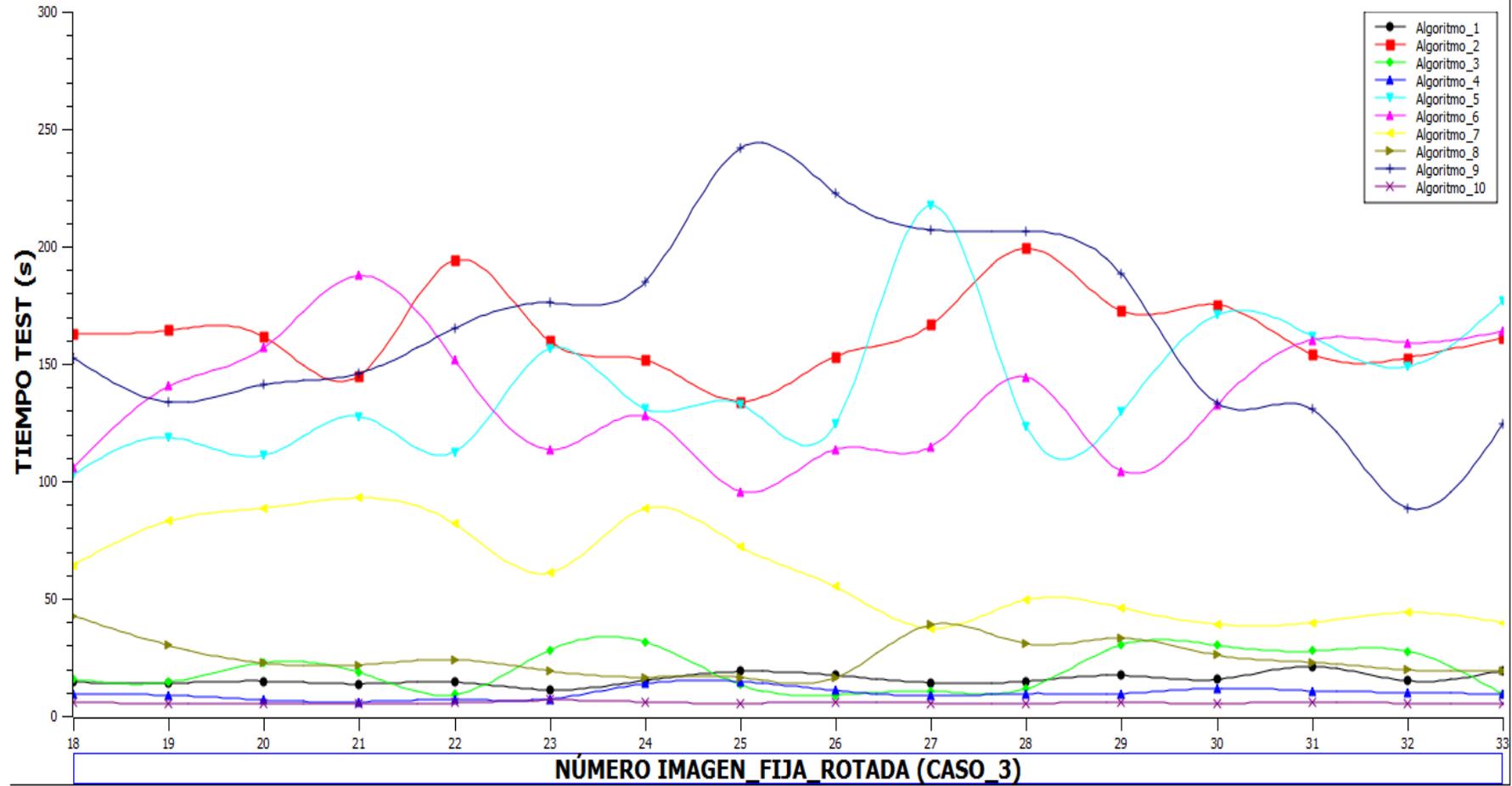
Se utiliza las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 2-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_3

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	14,387	<b>162,6028</b>	15,6335	9,0932	102,8653	105,6353	64,1129	42,6274	152,5532	<b>5,7387</b>
19	14,0389	<b>164,2988</b>	14,3594	8,802	118,6432	140,4383	83,1053	30,0491	133,6487	<b>5,3406</b>
20	14,8169	<b>161,5729</b>	22,6294	6,7682	110,9421	156,7548	88,508	22,4698	141,008	<b>5,3173</b>
21	13,6351	<b>144,877</b>	18,5074	6,0019	127,5911	187,5458	92,842	21,6977	145,9483	<b>5,4159</b>
22	14,4781	<b>194,1114</b>	9,1205	6,9614	112,3557	151,7046	81,8147	23,8901	165,0708	<b>5,5359</b>
23	11,0477	<b>159,748</b>	28,0801	7,2437	156,2943	113,4632	60,8607	19,184	175,9732	<b>6,7196</b>
24	15,0957	<b>151,511</b>	31,5412	13,7346	130,8655	127,6281	88,2384	16,4791	184,8621	<b>5,9663</b>
25	18,9112	<b>133,901</b>	13,3136	14,5825	132,7693	95,5531	72,2444	16,4115	241,8608	<b>5,4184</b>
26	17,2851	<b>153,1854</b>	8,8998	10,8615	124,3765	113,6105	54,9678	16,3013	222,5518	<b>5,9234</b>
27	14,1729	<b>166,5702</b>	10,5591	8,4529	217,4667	114,644	37,2495	38,8426	207,013	<b>5,5205</b>
28	14,7857	<b>199,2829</b>	11,6076	9,568	123,3279	144,2928	49,3674	30,7446	206,5728	<b>5,3722</b>
29	17,2578	<b>172,417</b>	30,2686	9,5284	129,3668	104,2763	45,9633	33,1513	188,1183	<b>5,7473</b>
30	15,5705	<b>175,1185</b>	30,0648	11,8466	170,7444	132,3728	39,1071	25,9358	133,1427	<b>5,3654</b>
31	21,1838	<b>154,0343</b>	27,6571	10,6389	161,6695	160,1583	39,7431	22,7584	130,5427	<b>5,9203</b>
32	14,9391	<b>152,4845</b>	27,565	10,046	148,8155	158,9909	44,0602	19,6658	88,6196	<b>5,4282</b>
33	19,3332	<b>161,0272</b>	9,222	9,1777	176,9091	163,9504	39,7646	18,9415	124,2984	<b>5,4255</b>

Fuente: Edgar Román

### INTRAMODALIDAD\_INTRASUJETO



**Figura 2-3.** Registración Intramodalidad Imagen Fija y Rotada (CASO\_3)  
 Fuente: Edgar Román

Los resultados de la tabla 3-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_20

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 08 al 23

Imagen Móvil\_Rotada:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 341x341
- Cortes del 08 al 23

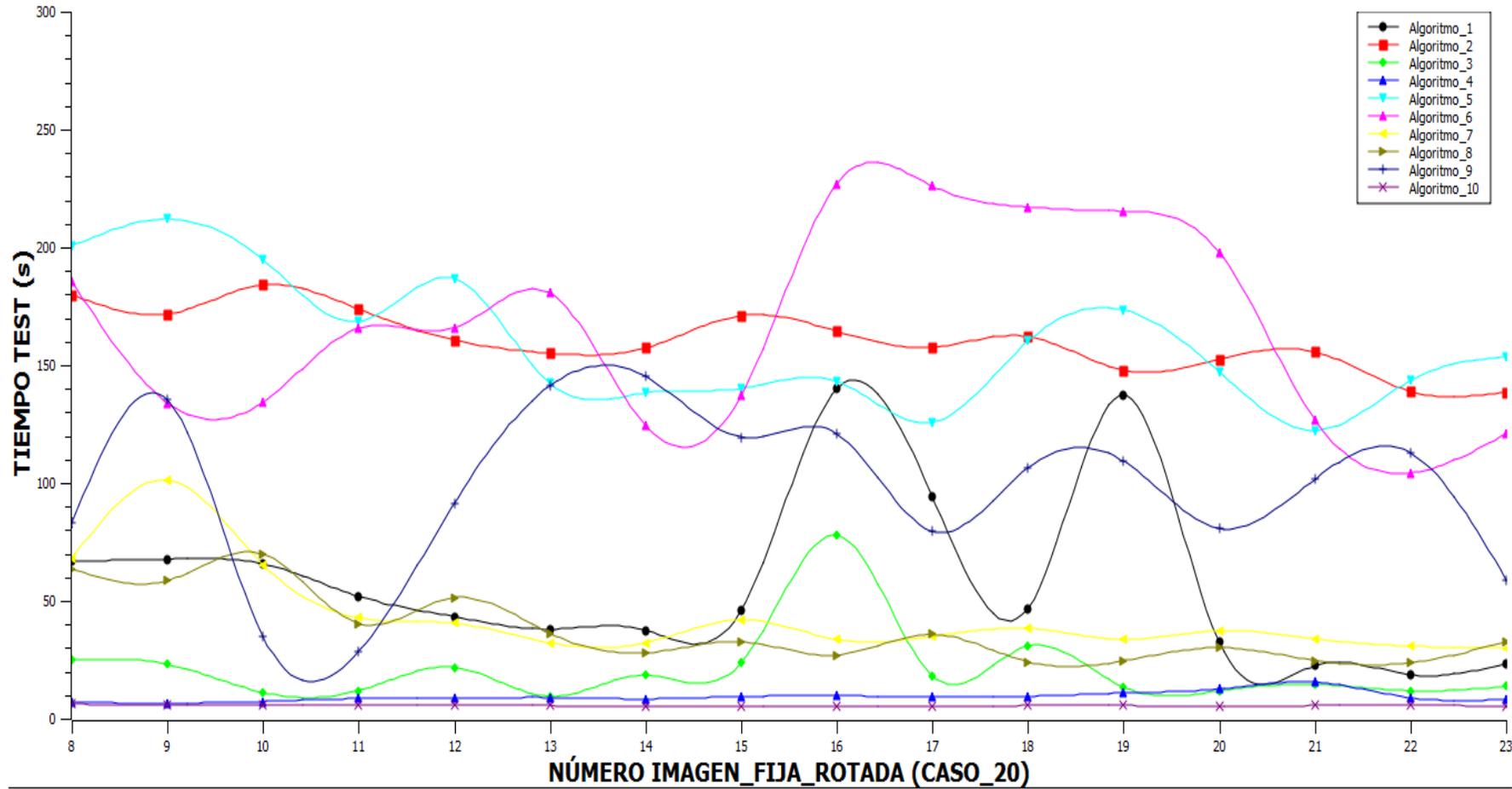
Empleando las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 3-3.** Resultados de tiempos de cada test CASO\_20

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
08	66,9059	<b>179,9331</b>	24,7632	6,9125	200,4727	185,5317	68,2274	63,4957	83,1366	<b>6,2643</b>
09	67,6888	<b>171,706</b>	23,1023	6,5838	211,979	134,0055	101,3079	58,6298	135,2339	<b>5,5757</b>
10	65,6165	<b>184,0285</b>	11,0848	7,2636	194,8343	134,3353	65,4006	69,7871	34,7853	<b>5,901</b>
11	51,9315	<b>173,751</b>	11,885	8,5738	168,4852	165,7383	42,7472	40,3722	28,4197	<b>5,6094</b>
12	43,2867	<b>160,6223</b>	21,754	8,7604	186,8615	165,7836	40,4804	51,3316	91,361	<b>5,8655</b>
13	38,0289	<b>155,051</b>	9,5043	8,9847	142,2663	180,5272	32,2608	36,257	141,2679	<b>5,5297</b>
14	37,487	<b>157,3177</b>	18,3768	8,3732	138,2741	124,5592	32,1208	27,8979	145,2544	<b>5,4099</b>
15	45,9239	<b>171,0585</b>	23,5786	9,4224	140,1294	137,1658	42,019	32,6549	119,3969	<b>5,3981</b>
16	139,8852	<b>164,3297</b>	77,9792	9,6335	143,1211	226,8878	33,6284	26,9786	120,9103	<b>5,1362</b>
17	94,1112	<b>157,6561</b>	18,1514	9,4471	125,7176	225,9222	34,8495	35,7652	79,4133	<b>5,3219</b>
18	46,7935	<b>162,1155</b>	30,8241	9,4734	160,1801	217,0526	38,2783	24,0801	106,4128	<b>5,5354</b>
19	137,3643	<b>147,744</b>	13,382	10,8982	173,3828	215,3422	33,6214	24,5754	109,2882	<b>5,5574</b>
20	32,2918	<b>152,4298</b>	11,8103	12,5836	147,2085	197,817	37,3592	30,1029	80,6941	<b>5,2905</b>
21	22,4225	<b>155,5759</b>	14,5065	15,5206	122,2311	126,7376	33,9215	24,6948	101,5643	<b>5,5553</b>
22	18,6032	<b>138,8607</b>	11,8329	8,859	143,5628	104,3247	30,7723	23,7315	112,7052	<b>5,8411</b>
23	23,3415	<b>138,6481</b>	13,6802	8,1595	153,5365	120,9225	29,9372	32,6965	58,9205	<b>5,0532</b>

Fuente: Edgar Román

### INTRAMODALIDAD\_INTRASUJETO



**Figura 3-3.** Comparación de los resultados de los tiempos de realización de cada test (CASO\_20)  
 Fuente: Edgar Román

Los resultados de la tabla 4-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_35

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 07 al 22

Imagen Móvil\_Rotada:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 341x341
- Cortes del 07 al 22

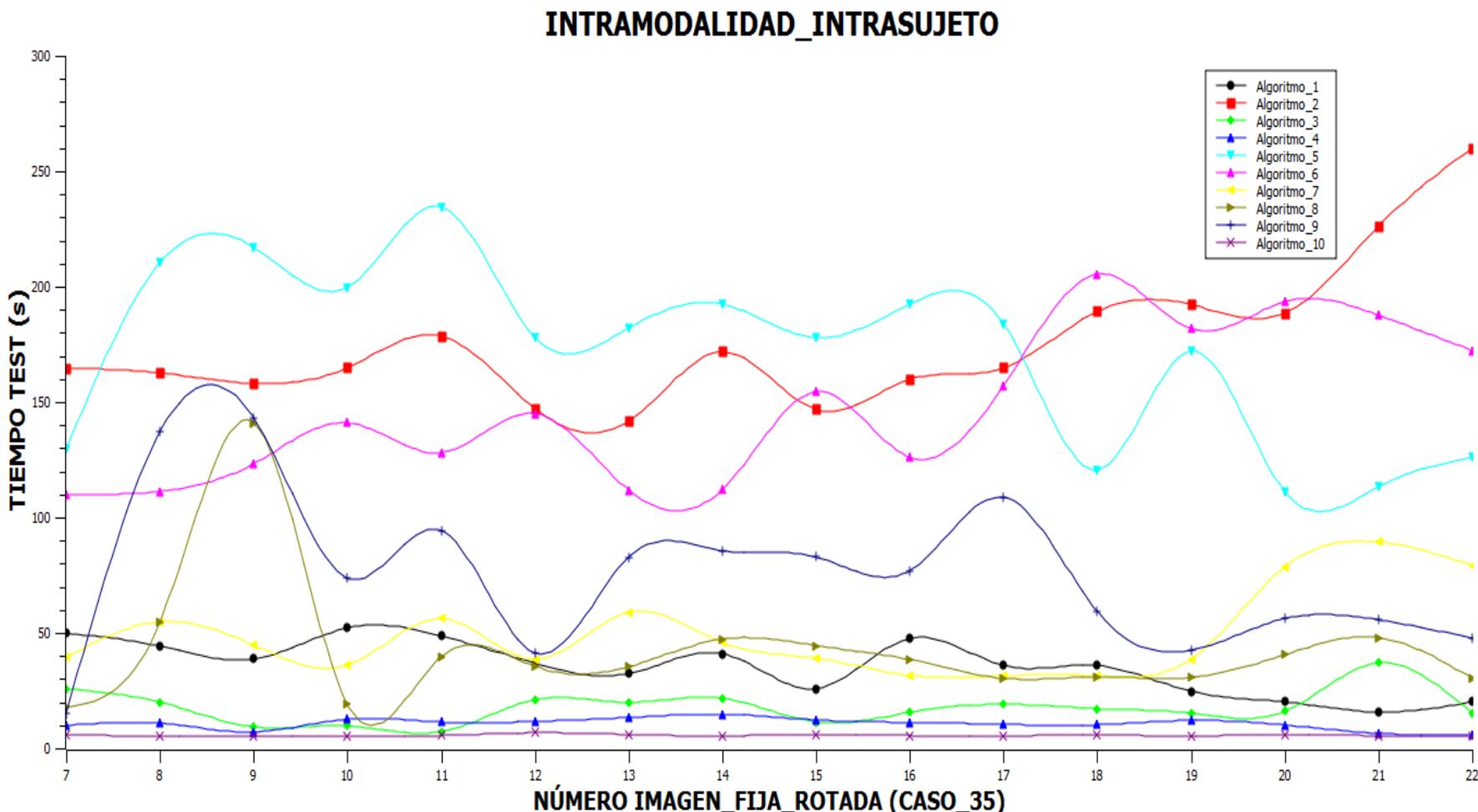
Usando las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 4-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_35

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
07	49,7919	<b>164,7531</b>	25,8055	9,8150	129,7375	110,1149	39,4679	17,8487	15,0698	<b>5,7387</b>
08	44,2316	<b>162,618</b>	19,9643	10,8588	210,4346	111,2776	54,8074	54,7992	137,0676	<b>5,3406</b>
09	38,6754	<b>158,0795</b>	9,2772	7,0944	217,121	123,26	44,7593	140,9835	143,1585	<b>5,3173</b>
10	52,1814	<b>164,8981</b>	9,6639	12,6096	199,6954	141,0141	35,9477	19,1168	73,6992	<b>5,4159</b>
11	48,7473	<b>178,5815</b>	7,1973	11,3513	234,4459	128,0408	56,2483	39,582	94,3058	<b>5,5359</b>
12	36,8389	<b>147,2112</b>	21,0537	11,5788	178,0652	145,0548	38,4966	35,4254	41,255	<b>6,7196</b>
13	32,3166	<b>141,5813</b>	19,8998	13,3049	182,0112	111,8901	58,9151	35,288	82,6087	<b>5,9663</b>
14	40,962	<b>171,8346</b>	21,7033	14,7821	192,3778	112,061	45,7639	47,3524	85,6546	<b>5,4184</b>
15	25,8571	<b>146,8036</b>	11,3179	12,2272	177,8061	154,5214	39,0413	44,4759	82,8829	<b>5,9234</b>
16	47,569	<b>159,7691</b>	15,6442	11,2216	192,536	126,0162	31,5376	38,4067	76,9743	<b>5,5205</b>
17	35,8212	<b>164,8292</b>	19,0425	10,3593	183,9137	157,115	31,4009	30,2667	108,7608	<b>5,3722</b>
18	35,8548	<b>189,3633</b>	17,1473	10,2158	120,531	205,4297	31,3839	30,9821	59,1386	<b>5,7473</b>
19	24,5994	<b>192,2067</b>	15,1566	12,0563	172,1646	181,7354	38,5965	30,6247	42,5219	<b>5,3654</b>
20	20,0981	<b>188,4488</b>	16,0532	10,0519	111,1356	193,5095	78,5125	40,5615	56,225	<b>5,9203</b>
21	15,7036	<b>226,1694</b>	36,9707	6,425	113,2996	187,639	89,422	47,8959	55,6569	<b>5,4282</b>
22	20,1437	<b>259,9583</b>	15,0881	5,718	125,9394	172,312	79,2667	30,2477	47,8076	<b>5,4255</b>

Fuente: Edgar Román

### INTRAMODALIDAD\_INTRASUJETO



**Figura 4-3.** Registración Intramodalidad Imagen Fija y Rotada (CASO\_35)  
 Fuente: Edgar Román

### 3.1.2 *Imagen Fija y Traslada*

Los resultados de la tabla 5-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_1

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 18 al 33

Imagen Móvil\_Traslada:

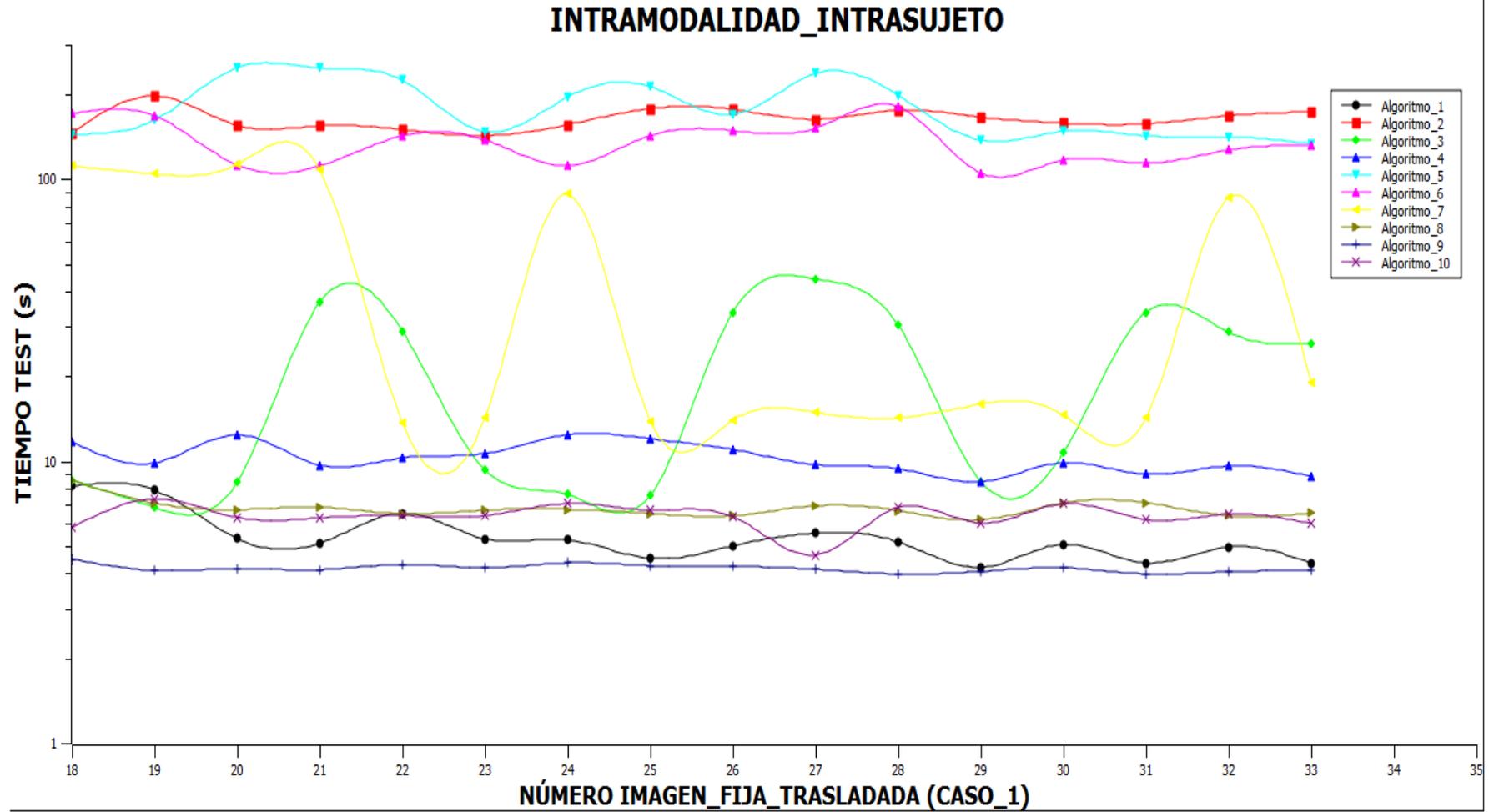
- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 527x500
- Cortes del 18 al 33

Adoptando las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 5-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_1

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	8,1594	<b>146,25</b>	8,5698	11,7229	144,7052	170,7143	111,3972	8,5356	<b>4,5027</b>	5,8283
19	7,892	<b>197,5926</b>	6,8626	9,8726	162,3259	167,6987	104,4284	7,102	<b>4,0996</b>	7,3483
20	5,3178	<b>155,5447</b>	8,4563	12,4147	248,8744	112,1456	112,9982	6,7348	<b>4,1644</b>	6,3214
21	5,1192	<b>154,8227</b>	36,6405	9,6853	248,2762	111,6005	107,9136	6,8659	<b>4,1193</b>	6,2934
22	6,5372	<b>149,9518</b>	28,8898	10,2879	224,4982	142,6117	13,7051	6,5123	<b>4,3098</b>	6,415
23	5,3054	<b>143,0353</b>	9,3195	10,6575	147,1519	137,8426	14,3087	6,7134	<b>4,1913</b>	6,4078
24	5,2582	<b>156,2567</b>	7,6338	12,4465	195,6675	111,9669	88,7555	6,7512	<b>4,3626</b>	7,0787
25	4,5222	<b>178,1288</b>	7,5842	12,0039	213,076	142,9945	13,8922	6,5226	<b>4,2598</b>	6,7093
26	5,0092	<b>176,9781</b>	33,7654	11,0145	169,3613	148,7887	13,9689	6,4137	<b>4,2372</b>	6,3535
27	5,5669	<b>163,2469</b>	44,2389	9,7293	237,5635	151,9269	14,9326	6,9564	<b>4,1342</b>	4,6512
28	5,1807	<b>175,5254</b>	30,3657	9,4106	198,6124	180,8314	14,2515	6,6744	<b>3,985</b>	6,853
29	4,201	<b>166,2202</b>	8,459	8,4727	137,5703	105,2067	15,9496	6,2032	<b>4,066</b>	6,0312
30	5,0783	<b>158,3217</b>	10,7365	9,8841	148,2095	116,998	14,571	7,112	<b>4,1871</b>	7,073
31	4,3588	<b>157,2904</b>	33,6589	8,9983	142,4743	114,1267	14,228	7,1268	<b>3,9883</b>	6,2038
32	4,9669	<b>168,1132</b>	28,6632	9,6224	141,471	127,1501	86,0982	6,4041	<b>4,0555</b>	6,4992
33	4,3533	<b>173,5047</b>	26,1254	8,8437	133,6817	132,0189	19,0654	6,562	<b>4,0951</b>	6,0179

Fuente: Edgar Román



**Figura 5-3.** Comparación de los resultados de los tiempos de realización de cada test CASO\_1  
Fuente: Edgar Román

Los resultados de la tabla 6-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_3

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 18 al 33

Imagen Móvil\_Trasladada:

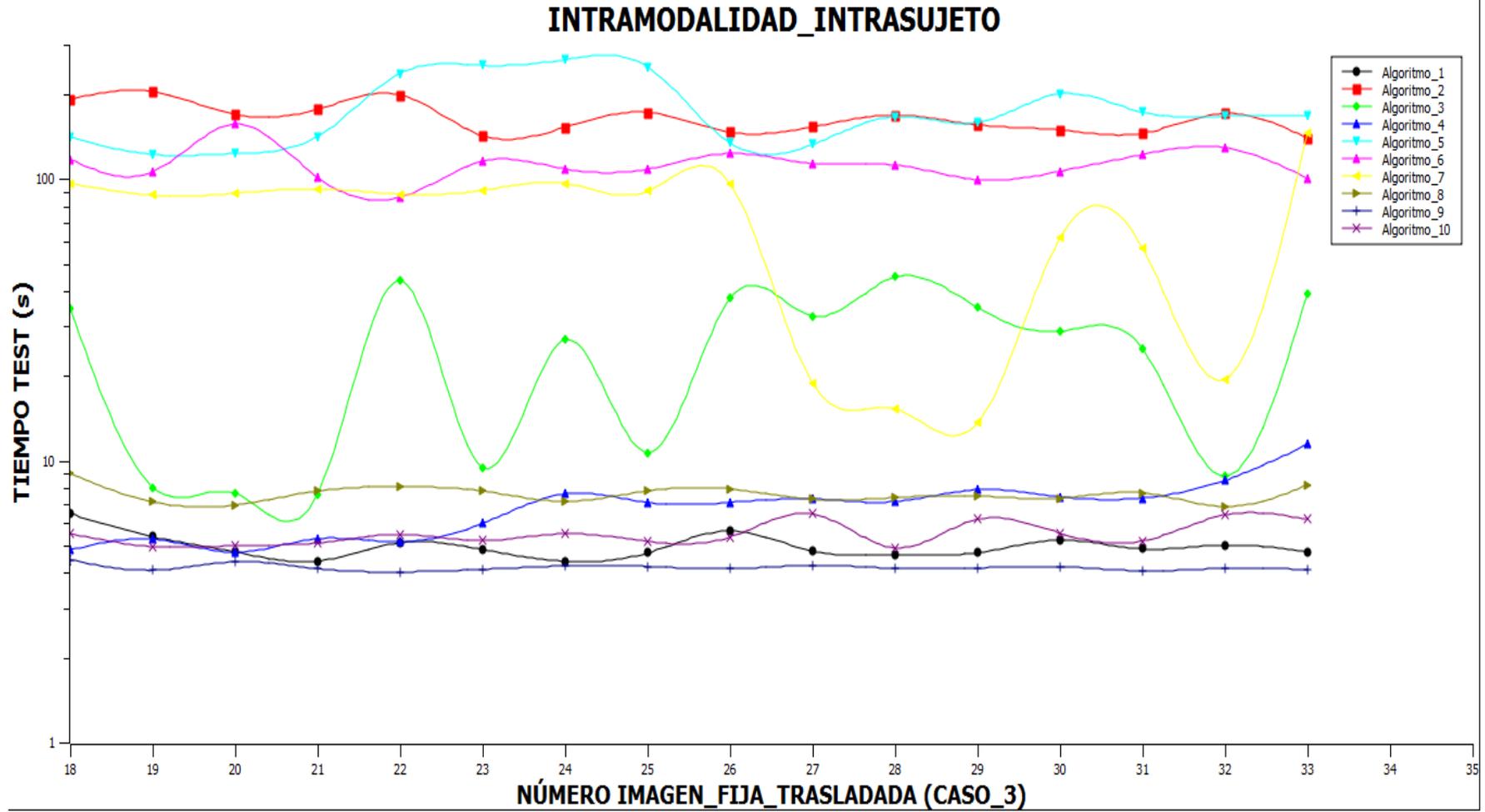
- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 527x500
- Cortes del 18 al 33

Asignando las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 6-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_3

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	6,4834	<b>192,271</b>	34,5617	4,8175	140,2433	117,239	96,6033	8,9901	<b>4,4462</b>	5,5187
19	5,3754	<b>204,5895</b>	8,0421	5,2703	122,1781	105,9797	87,633	7,1376	<b>4,084</b>	4,9528
20	4,743	<b>169,3023</b>	7,6546	4,7306	123,2125	156,7549	88,9732	6,9658	<b>4,3798</b>	4,9923
21	4,4018	<b>176,9978</b>	7,5986	5,2857	141,3535	101,4632	92,3259	7,8111	<b>4,1338</b>	5,1082
22	5,1221	<b>198,9148</b>	43,6247	5,1543	237,0581	86,1085	88,3308	8,0843	<b>4,0326</b>	5,4716
23	4,8421	<b>142,4323</b>	9,4718	5,9912	253,342	115,7674	91,2476	7,8027	<b>4,1154</b>	5,2049
24	4,3935	<b>152,8153</b>	26,8938	7,6238	265,4578	108,5143	96,3661	7,1755	<b>4,2332</b>	5,5148
25	4,7091	<b>172,3769</b>	10,6919	7,1035	249,6447	108,5128	90,4943	7,8259	<b>4,2151</b>	5,1651
26	5,6317	<b>146,6293</b>	37,7178	7,1126	134,2849	123,4198	96,3294	7,9404	<b>4,1325</b>	5,3587
27	4,7813	<b>153,1074</b>	32,5932	7,3162	132,7643	113,3726	18,8224	7,3026	<b>4,2572</b>	6,4711
28	4,6191	<b>168,7087</b>	44,9825	7,1549	166,6477	112,1745	15,2813	7,3994	<b>4,1494</b>	4,9032
29	4,7131	<b>155,6303</b>	34,939	7,8882	158,8255	99,4381	13,6157	7,4868	<b>4,1618</b>	6,1949
30	5,2249	<b>149,4283</b>	28,7953	7,4467	200,6567	106,5996	61,9656	7,3673	<b>4,2044</b>	5,5336
31	4,8647	<b>145,3182</b>	24,9571	7,3726	172,6152	122,3416	56,9566	7,7019	<b>4,0673</b>	5,1909
32	5,0206	<b>171,054</b>	8,7956	8,5053	167,1249	128,9941	19,4481	6,8689	<b>4,1471</b>	6,4229
33	4,7516	<b>139,9245</b>	39,2694	11,4503	168,4902	100,6882	146,1106	8,1785	<b>4,1064</b>	6,1925

Fuente: Edgar Román



**Figura 6-3.** Registración Intramodalidad imagen fija y trasladada (CASO\_3)

Fuente: Edgar Román

Los resultados de la tabla 7-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_20

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 08 al 23

Imagen Móvil\_Trasladada:

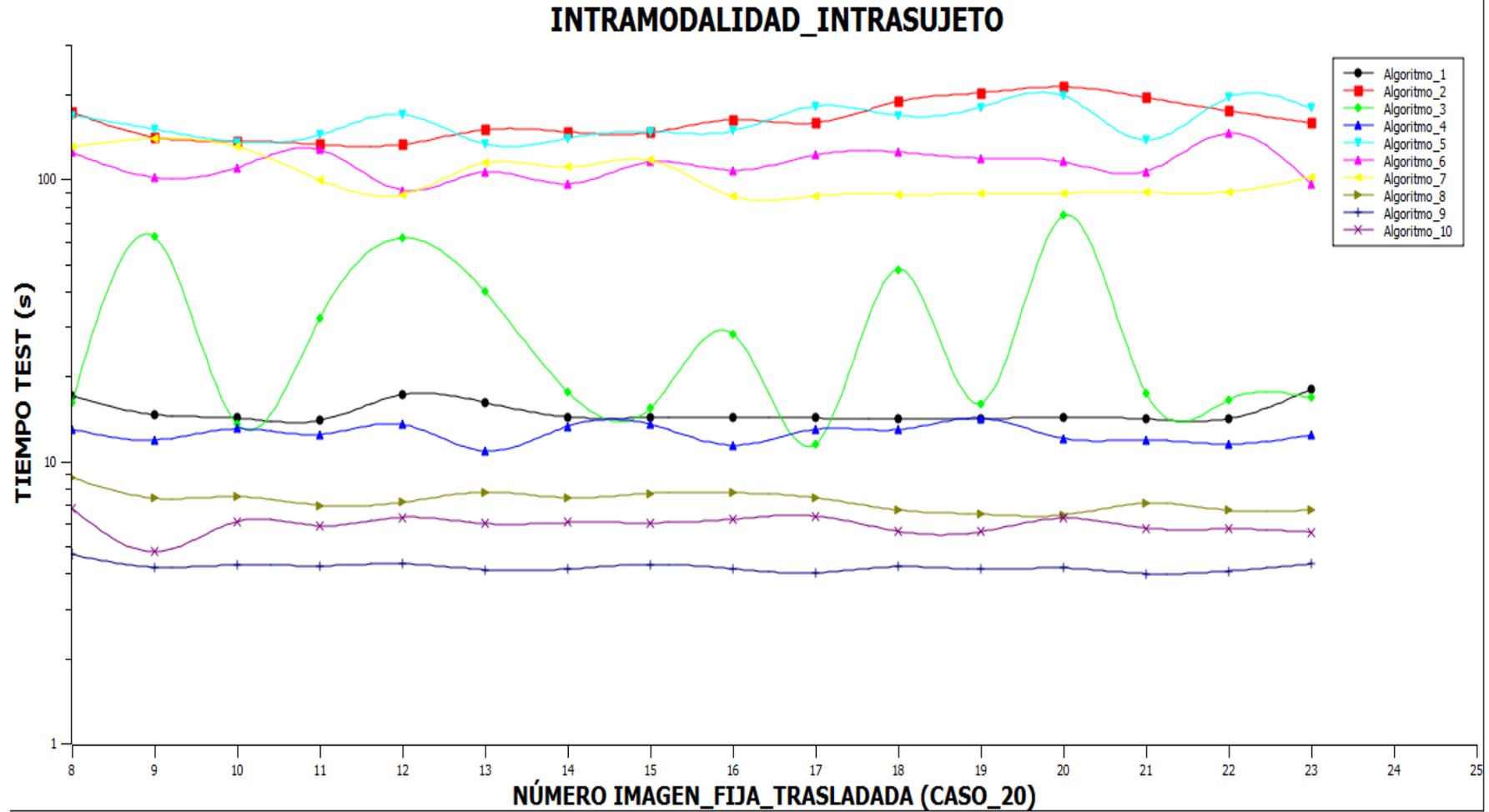
- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 527x500
- Cortes del 08 al 23

Aplicando las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 7-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_20

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
08	17,0492	<b>172,8891</b>	16,2089	12,9947	168,6138	124,7208	130,0041	8,7369	4,6605	<b>6,8159</b>
09	14,6321	<b>140,8867</b>	62,4364	11,8931	150,3943	101,4922	139,5753	7,3997	4,2099	<b>4,7683</b>
10	14,235	<b>137,0123</b>	13,4832	13,0325	135,3732	110,0038	130,3521	7,4823	4,2929	<b>6,1126</b>
11	13,9455	<b>132,8044</b>	32,1252	12,4407	143,6739	127,2349	99,4993	6,9805	4,2569	<b>5,907</b>
12	17,1956	<b>132,9353</b>	61,9155	13,5014	169,9245	91,3559	88,2516	7,147	4,3243	<b>6,321</b>
13	16,1431	<b>149,9113</b>	39,8538	10,8602	133,2189	106,2372	114,1689	7,7689	4,1267	<b>6,0098</b>
14	14,3559	<b>147,1952</b>	17,6403	13,3157	139,7356	96,1697	110,3778	7,4164	4,1457	<b>6,056</b>
15	14,279	<b>146,5259</b>	15,4096	13,5199	147,731	115,2397	116,6814	7,6983	4,3056	<b>6,0506</b>
16	14,3072	<b>162,5887</b>	28,3188	11,3796	148,1871	107,5984	86,9890	7,7236	4,1529	<b>6,2312</b>
17	14,2313	<b>158,6756</b>	11,4973	12,9846	181,67	121,8421	87,3961	7,4272	4,0217	<b>6,3842</b>
18	14,1346	<b>188,6084</b>	47,8443	12,9283	168,2587	124,931	88,4829	6,7111	4,2247	<b>5,6424</b>
19	14,1764	<b>202,5889</b>	16,0238	14,2193	180,1939	118,7027	88,8473	6,494	4,1326	<b>5,6181</b>
20	14,3026	<b>212,7339</b>	74,3649	12,0516	197,3878	115,3848	89,3425	6,4439	4,1782	<b>6,2842</b>
21	14,1127	<b>194,9554</b>	17,4643	11,9065	137,5818	106,6136	89,7823	7,1081	3,9907	<b>5,7891</b>
22	14,1596	<b>174,7458</b>	16,4983	11,5113	195,0961	145,6982	90,1853	6,6921	4,0795	<b>5,7466</b>
23	18,0138	<b>158,5468</b>	16,79	12,3809	178,4618	96,4937	102,0375	6,7209	4,3154	<b>5,5971</b>

Fuente: Edgar Román



**Figura 7-3.** Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO\_20  
Fuente: Edgar Román

Los resultados de la tabla 8-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_35

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 07 al 22

Imagen Móvil\_Trasladada:

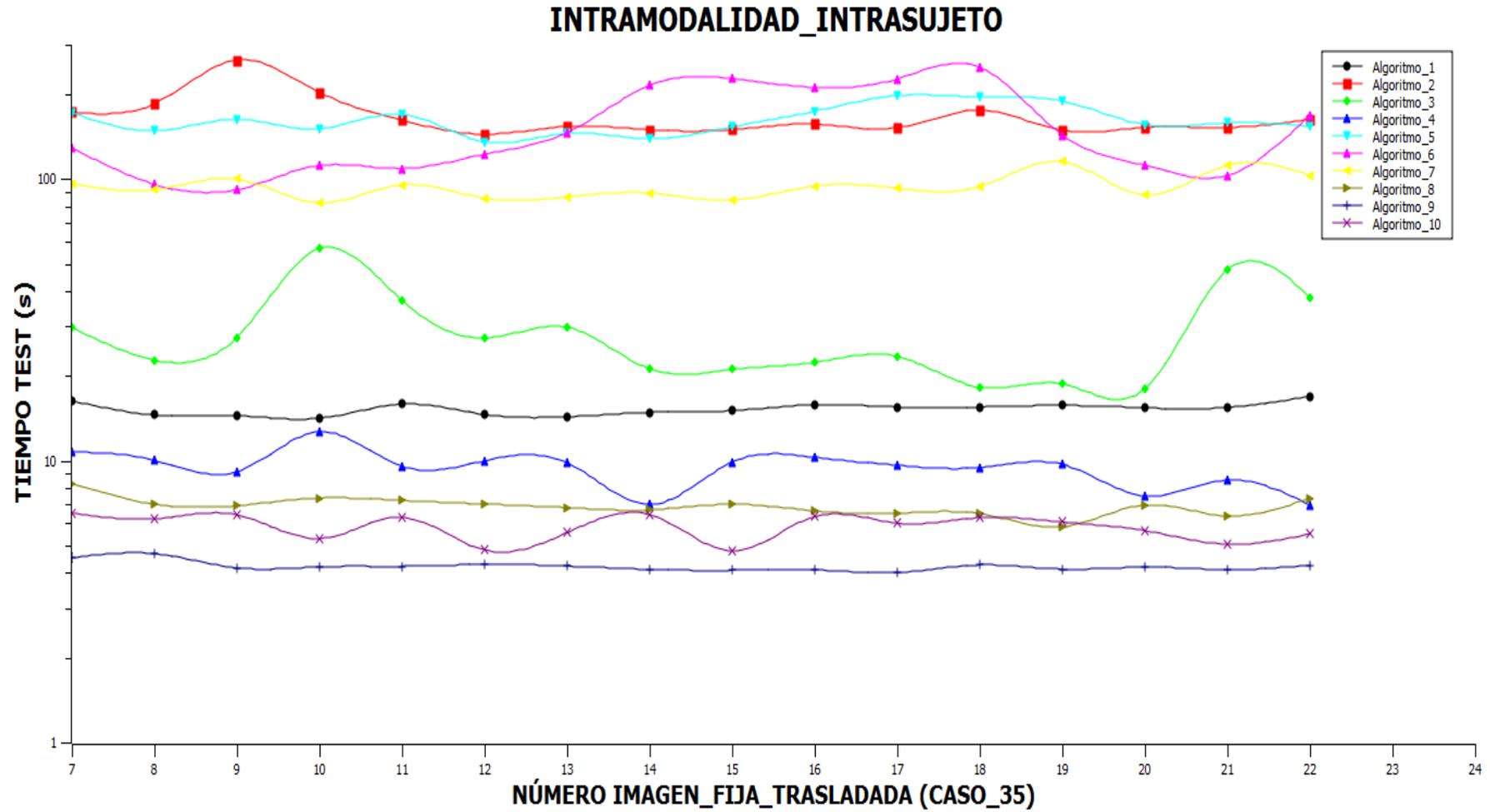
- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 527x500
- Cortes del 07 al 22

Utilizando las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 8-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_35

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
07	16,3103	<b>172,7303</b>	29,6928	10,7471	171,8247	129,0656	96,4156	8,3086	4,5172	<b>6,5374</b>
08	14,5461	<b>185,1349</b>	22,7558	10,0444	148,2104	95,8352	91,6133	7,002	4,6821	<b>6,2154</b>
09	14,4558	<b>264,4008</b>	27,4138	9,1415	162,9745	91,7666	100,0818	6,9289	4,1677	<b>6,4312</b>
10	14,1478	<b>203,2004</b>	56,6827	12,6863	150,6052	111,6779	82,4374	7,3656	4,2021	<b>5,2856</b>
11	15,8833	<b>161,8536</b>	37,0994	9,5530	169,8447	108,9556	95,3729	7,228	4,2187	<b>6,3017</b>
12	14,6008	<b>144,2861</b>	27,2518	10,0021	135,5956	122,4414	85,4846	7,0215	4,2847	<b>4,8178</b>
13	14,3134	<b>154,0748</b>	29,7612	9,8157	145,3898	145,9262	86,3687	6,8111	4,2275	<b>5,5507</b>
14	14,8528	<b>149,5765</b>	21,1775	6,9861	139,241	215,2414	89,1503	6,6939	4,114	<b>6,4516</b>
15	15,0572	<b>149,9168</b>	21,1063	9,9004	153,1503	227,4381	84,1666	7,0111	4,0842	<b>4,7789</b>
16	15,801	<b>156,5867</b>	22,3264	10,2721	174,0783	211,2339	94,4739	6,6368	4,1024	<b>6,3422</b>
17	15,5068	<b>152,0793</b>	23,4788	9,6390	198,0686	226,7446	92,8061	6,5125	4,0051	<b>6,0053</b>
18	15,5169	<b>175,5905</b>	18,2168	9,459	195,3862	249,2675	94,0922	6,4892	4,2681	<b>6,2717</b>
19	15,7207	<b>148,9009</b>	18,7249	9,7018	189,2968	143,2065	115,1531	5,834	4,1209	<b>6,0629</b>
20	15,4168	<b>152,5404</b>	18,0098	7,4995	156,032	111,7236	87,6951	6,9593	4,1919	<b>5,6432</b>
21	15,4551	<b>152,6337</b>	47,6017	8,5291	158,3949	102,9535	112,1762	6,3658	4,1058	<b>5,052</b>
22	16,9317	<b>162,5438</b>	38,0775	6,9739	153,8581	168,6984	103,0394	7,3604	4,2536	<b>5,5029</b>

Fuente: Edgar Román



**Figura 8-3.** Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO\_35  
Fuente: Edgar Román

## 3.2 Resultados de registraci3n intermodalidad

A partir de la aplicaci3n de los algoritmos en las im3genes de diferente modalidad de adquisici3n y del mismo paciente (intermodalidad-intrasujeto) se obtuvieron como resultado diferentes tablas de datos que reportan los tiempos de realizaci3n de cada test.

### 3.2.1 Imagen fija y rotada

Los resultados de la tabla 9-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_1

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisici3n RM
- Tama1o 256x256
- Cortes del 18 al 33

Imagen M3vil\_Rotada:

- Modalidad de adquisici3n SPECT
- Tama1o 341x341
- Cortes del 18 al 33

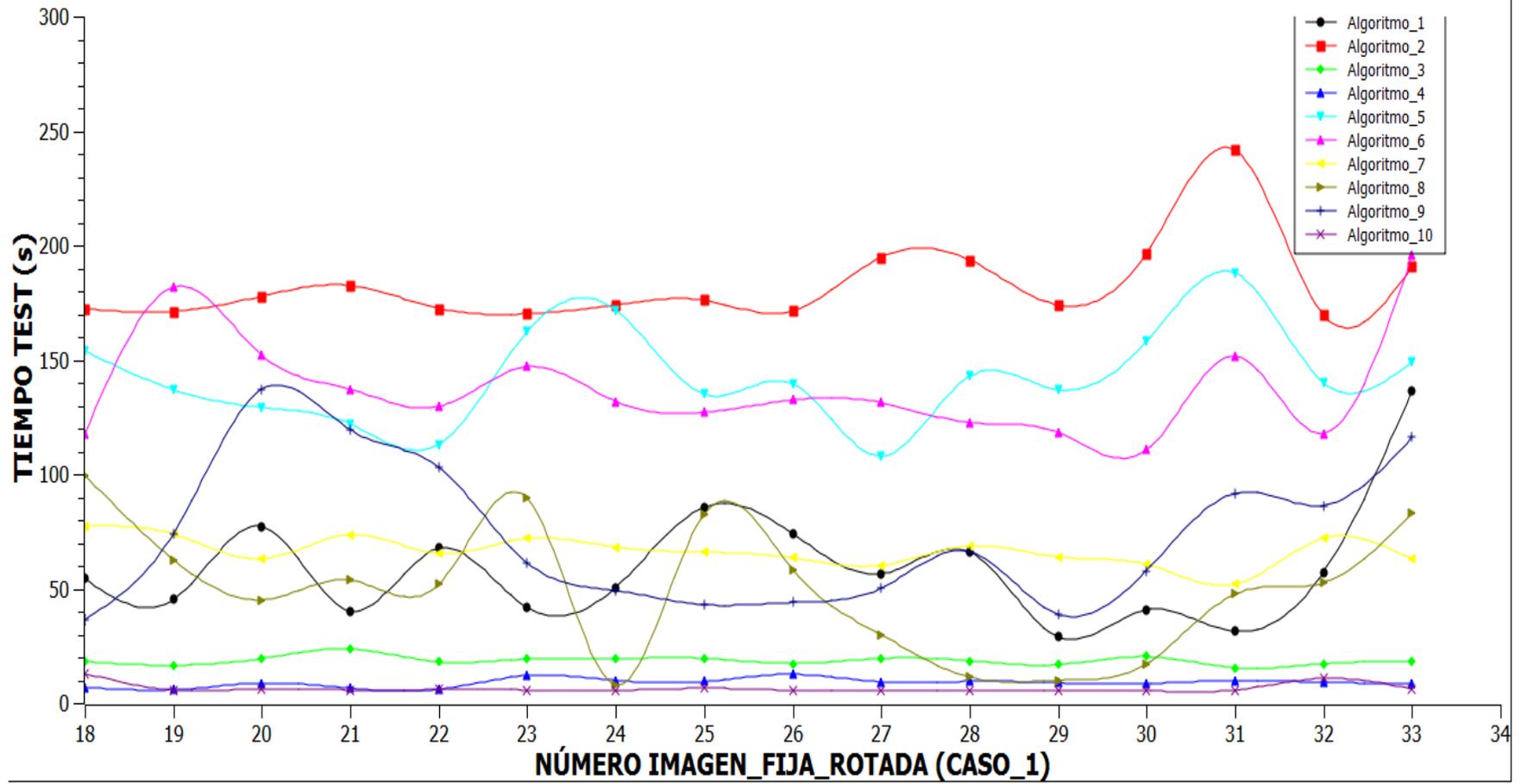
Empleando las m3tricas, interpoladores y optimizadores descritos en la secci3n 2.3.

**Tabla 9-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_1

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	54,351	<b>172,2546</b>	18,0631	6,8503	153,8465	117,7531	77,2668	99,6032	36,5286	<b>12,949</b>
19	45,1655	<b>171,1631</b>	16,5122	5,8291	136,964	181,8738	73,8917	62,6792	74,0055	<b>5,6458</b>
20	77,1925	<b>177,7429</b>	19,4396	8,7151	129,1383	152,0151	62,9663	45,065	136,9996	<b>6,2263</b>
21	40,2724	<b>182,474</b>	23,6076	6,4892	122,0289	137,1718	73,5575	53,7021	119,3962	<b>5,6916</b>
22	67,6005	<b>172,4219</b>	17,9863	6,0064	112,9935	129,6136	65,4034	51,8948	102,9958	<b>5,8218</b>
23	41,6481	<b>170,1082</b>	19,287	12,0279	162,3441	146,9782	71,8879	89,6299	61,267	<b>5,7099</b>
24	50,59	<b>173,9006</b>	19,5101	9,9352	171,7805	131,8177	68,1005	7,8431	49,0871	<b>5,547</b>
25	85,5013	<b>176,084</b>	19,5547	9,4035	134,89	127,0272	65,9594	82,6171	43,028	<b>6,4788</b>
26	74,0808	<b>171,3513</b>	17,2652	12,5654	139,512	132,4397	63,4083	58,4465	43,9803	<b>5,5626</b>
27	56,4616	<b>194,8428</b>	19,5532	9,1793	107,8359	131,2691	60,1029	29,8443	50,1777	<b>5,5631</b>
28	66,0482	<b>193,6282</b>	18,4617	9,4913	142,7651	122,5354	68,6554	11,2177	66,1082	<b>5,5536</b>
29	28,945	<b>173,8794</b>	16,8157	8,8537	136,8912	118,2735	63,8071	9,9731	38,763	<b>5,546</b>
30	40,7733	<b>196,6225</b>	20,3088	8,5725	158,0144	110,6399	60,5219	17,2661	57,8631	<b>5,3818</b>
31	31,381	<b>241,6288</b>	15,3983	9,8721	187,955	151,4703	51,9371	47,6737	91,6696	<b>5,6717</b>
32	57,1957	<b>169,5551</b>	17,1162	9,0668	139,9121	117,7737	72,1044	52,6222	86,3293	<b>10,8566</b>
33	136,5145	<b>190,8647</b>	18,3898	8,58	149,2904	195,5163	62,792	82,755	116,0853	<b>6,1446</b>

Fuente: Edgar Román

## INTERMODALIDAD\_INTRASUJETO



**Figura 9-3.** Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO\_1

Fuente: Edgar Román

Los resultados de la tabla 10-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_20

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 18 al 33

Imagen Móvil\_Rotada:

- Modalidad de adquisición TC
- Tamaño 341x341
- Cortes del 08 al 23

Trabaja con las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 10-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_20

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
08	16,6857	<b>185,0973</b>	71,4953	9,2552	163,9723	194,7635	22,0097	18,4651	108,697	<b>10,3715</b>
09	168,4718	<b>182,5239</b>	71,5006	8,5899	171,2291	168,1249	43,3783	89,6774	106,0759	<b>5,59</b>
10	100,3722	<b>204,186</b>	9,2335	8,2768	168,5123	172,6293	16,5348	10,4308	125,587	<b>5,5441</b>
11	36,9778	<b>198,498</b>	76,2131	8,3594	169,8987	150,0571	14,8987	16,6777	122,9691	<b>5,6778</b>
12	79,3438	<b>171,436</b>	11,4742	7,1295	148,7435	158,741	15,9949	65,951	109,9119	<b>5,5455</b>
13	169,983	<b>166,0228</b>	8,8935	11,3332	149,5576	129,7757	43,0753	10,7921	120,5106	<b>5,3133</b>
14	169,5913	<b>191,0763</b>	8,3892	6,8837	171,0075	107,7054	41,7824	9,6586	130,0186	<b>5,4812</b>
15	171,543	<b>158,0805</b>	30,3812	10,6125	142,1003	109,439	40,6578	74,0056	130,3115	<b>4,9844</b>
16	26,7582	<b>161,4451</b>	57,0857	7,4853	185,2501	108,4416	28,9845	10,6471	126,6654	<b>5,3486</b>
17	64,2395	<b>180,0828</b>	8,1457	11,6117	151,2388	109,8437	12,6798	23,879	122,3595	<b>7,829</b>
18	42,2781	<b>191,9558</b>	10,0135	8,6935	151,3969	123,9805	12,1784	8,7117	103,811	<b>5,4888</b>
19	95,8755	<b>166,8473</b>	58,3466	16,2849	144,1699	113,1044	12,3647	9,2142	130,0786	<b>5,4429</b>
20	90,3052	<b>185,2554</b>	61,3174	11,2638	141,053	112,4043	12,7948	10,5159	127,5131	<b>5,6904</b>
21	121,5455	<b>167,4978</b>	19,5383	9,4386	141,4054	124,4733	35,9086	9,1754	51,2093	<b>6,2049</b>
22	110,0054	<b>158,0611</b>	14,6849	11,9345	154,0692	119,8115	43,8403	10,7306	91,6855	<b>5,5392</b>
23	111,8303	<b>205,63</b>	15,7897	8,8541	143,8516	154,3915	84,6797	10,5259	100,6511	<b>5,7441</b>

Fuente: Edgar Román

## INTERMODALIDAD\_INTRASUJETO

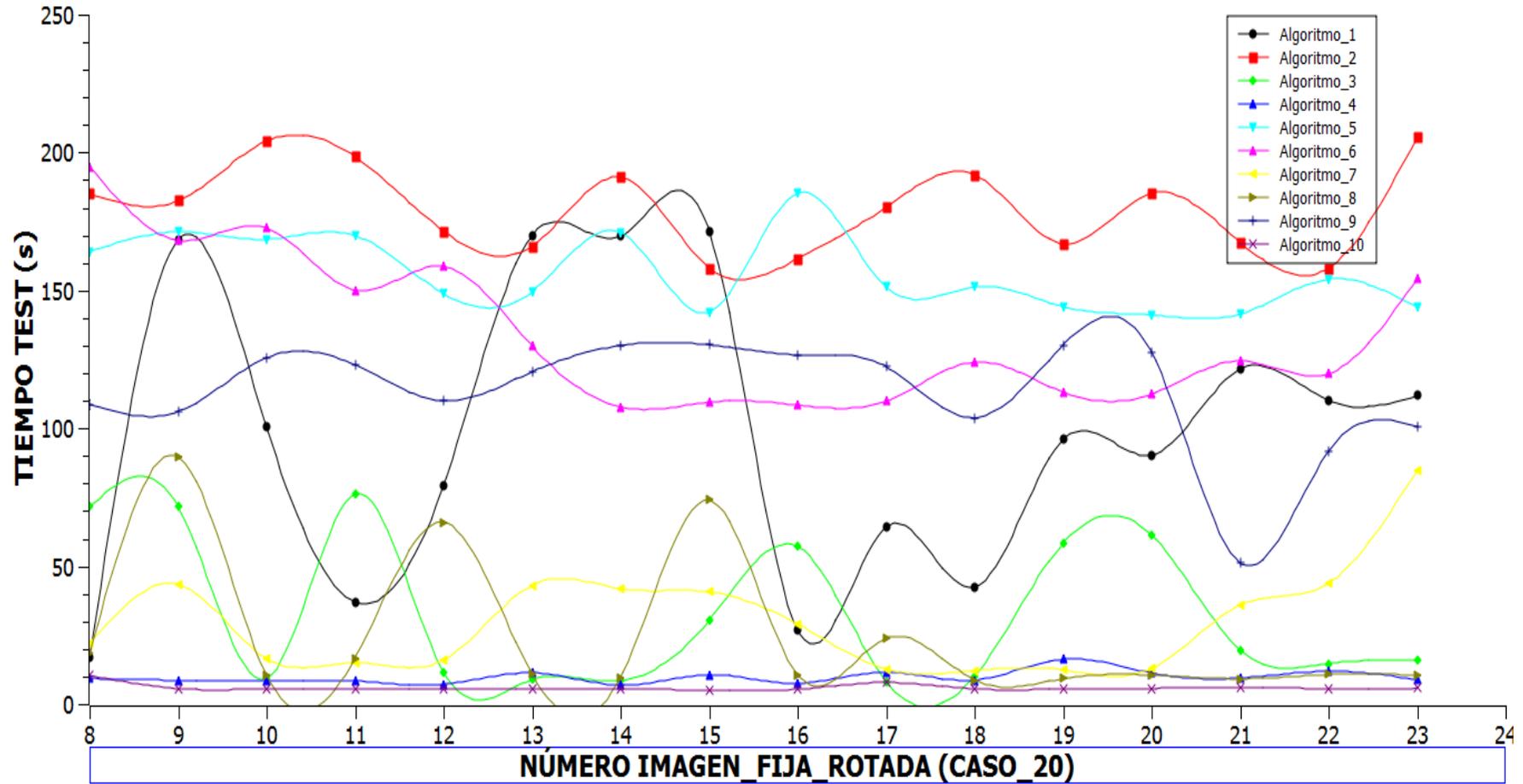


Figura 10-3. Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO\_20

Fuente: Edgar Román

### 3.2.2 *Imagen Fija y Traslada*

Los resultados de la tabla 11-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_1

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 18 al 33

Imagen Móvil\_Traslada:

- Modalidad de adquisición SPECT
- Tamaño 527x500
- Cortes del 18 al 33

Aplicando las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 11-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_1

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	37,7761	<b>134,7246</b>	22,6239	6,6948	70,2756	167,3045	88,8648	87,1855	130,5012	<b>7,2822</b>
19	31,3555	<b>198,2746</b>	14,0069	4,8715	87,7967	312,7488	85,8425	84,77	154,9961	<b>5,1425</b>
20	54,283	<b>215,3565</b>	13,8827	5,1359	111,8816	140,34	90,9637	84,0489	166,6868	<b>5,3496</b>
21	52,5066	<b>179,1515</b>	23,7078	6,1294	113,0699	148,2084	79,7649	83,877	155,6479	<b>5,3194</b>
22	35,832	<b>193,4106</b>	22,9305	4,8302	91,9046	123,1727	85,3754	84,0117	137,5187	<b>5,2437</b>
23	94,5171	<b>198,6519</b>	19,6938	10,1809	103,3766	118,8398	86,3386	83,0025	59,9243	<b>4,8576</b>
24	32,7832	<b>189,361</b>	13,2823	6,5496	89,1561	132,2539	93,6539	84,2729	50,5931	<b>4,7897</b>
25	64,4685	<b>236,0538</b>	12,2163	5,1876	71,9466	119,0515	93,5449	83,7743	105,2873	<b>5,1032</b>
26	83,2767	<b>179,3756</b>	12,6192	6,068	83,8503	123,0188	87,449	84,5527	54,6716	<b>5,04</b>
27	122,5989	<b>168,1578</b>	11,7937	4,056	147,563	122,7713	89,3652	84,3938	99,2491	<b>5,2789</b>
28	185,026	<b>172,9239</b>	11,8732	8,9895	110,2392	208,27	98,6031	97,3967	60,5646	<b>5,3928</b>
29	47,9412	<b>202,4149</b>	17,7202	5,9571	81,472	122,45	96,4092	78,4891	77,3388	<b>5,9812</b>
30	86,7347	<b>183,4354</b>	38,3284	5,0528	91,1078	137,3757	89,7429	58,0777	135,1482	<b>5,8502</b>
31	54,7032	<b>208,4189</b>	12,7514	5,022	88,2045	118,3647	108,4677	88,787	79,7811	<b>5,5119</b>
32	60,0842	<b>176,6678</b>	13,794	5,4448	143,2999	114,8976	97,4426	82,098	84,493	<b>7,1893</b>
33	89,1465	<b>212,9312</b>	63,1855	5,6455	150,9578	104,665	99,8547	88,8714	128,8403	<b>5,5153</b>

Fuente: Edgar Román

### INTERMODALIDAD\_INTRASUJETO

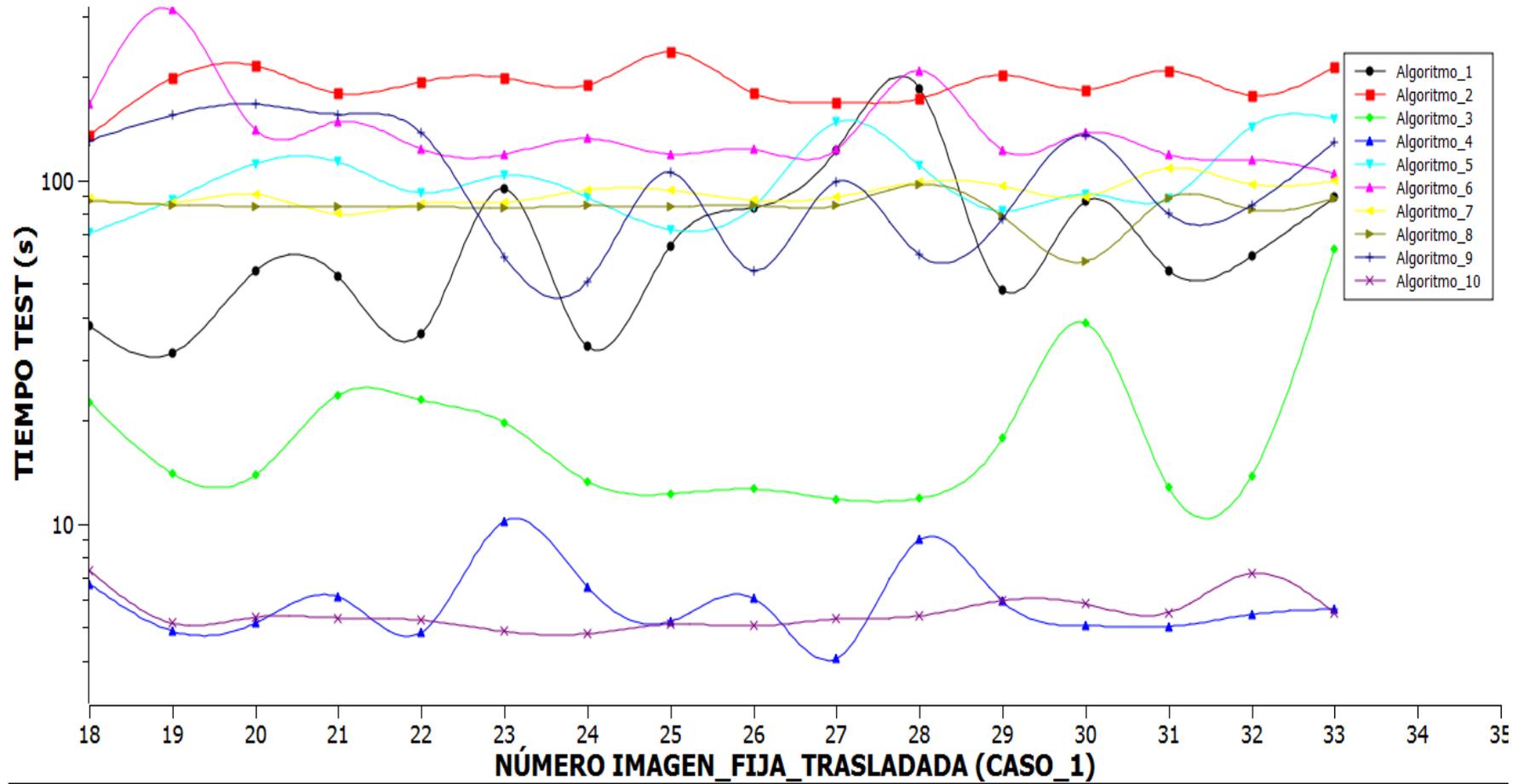


Figura 11-3. Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO\_1

Fuente: Edgar Román

Los resultados de la tabla 12-3 han sido obtenidos bajo las siguientes condiciones:

Paciente: CASO\_20

Imagen Fija:

- Modalidad de adquisición RM
- Tamaño 256x256
- Cortes del 18 al 33

Imagen Móvil\_Trasladaada:

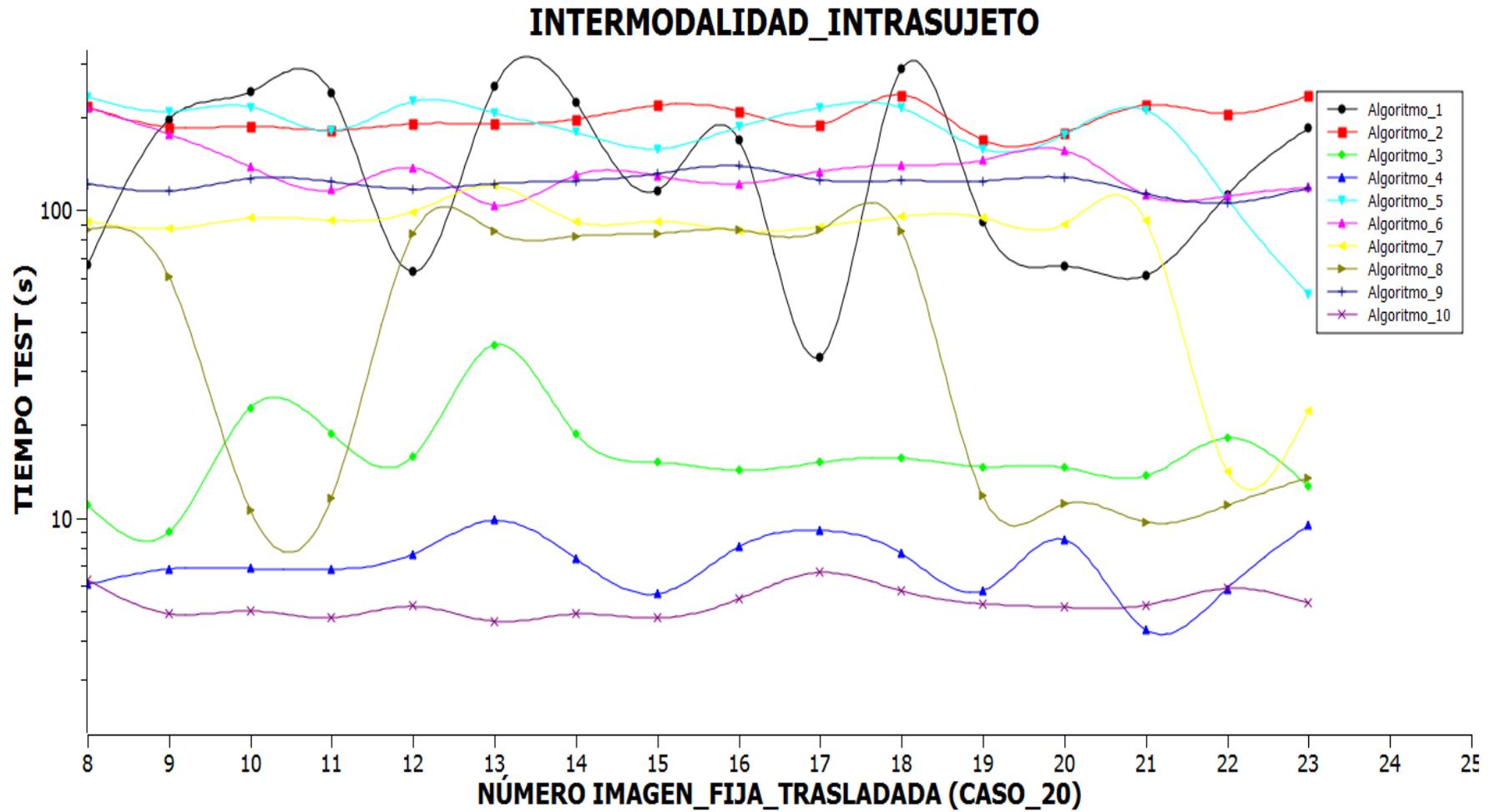
- Modalidad de adquisición TC
- Tamaño 527x500
- Cortes del 08 al 23

Utilizando las métricas, interpoladores y optimizadores descritos en la sección 2.3.

**Tabla 12-3.** Resultados de tiempos de realización de cada test CASO\_20

Tiempo de cada test (segundos)										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
08	66,1341	<b>215,7317</b>	10,9935	6,0679	231,6253	214,5732	91,7129	86,3267	121,5947	<b>6,2449</b>
09	196,5321	<b>184,999</b>	9,0106	6,8236	208,4669	175,8195	86,6541	60,5192	115,0794	<b>4,8833</b>
10	240,7556	<b>186,7989</b>	22,7364	6,8404	215,4064	137,6505	93,9678	10,5752	126,2829	<b>4,9797</b>
11	238,9651	<b>181,1415</b>	18,8126	6,7998	179,8968	115,7948	92,2785	11,624	123,3021	<b>4,7256</b>
12	62,8583	<b>190,159</b>	15,8171	7,6038	224,8635	136,5234	98,3379	83,3308	116,7789	<b>5,163</b>
13	250,9599	<b>189,6085</b>	36,4803	9,8107	205,5165	103,4672	119,3887	84,7881	121,5778	<b>4,6084</b>
14	223,7149	<b>196,753</b>	18,6929	7,366	178,6071	129,5137	91,4959	82,0385	124,0544	<b>4,8689</b>
15	115,1225	<b>218,228</b>	15,118	5,6651	157,4406	128,6547	91,713	83,6482	131,1035	<b>4,7174</b>
16	168,8026	<b>208,9264</b>	14,2582	8,0317	185,638	121,518	85,1707	85,9061	138,5965	<b>5,4427</b>
17	33,2159	<b>188,738</b>	15,1339	9,1015	214,6376	133,0189	88,2278	85,862	124,9396	<b>6,6455</b>
18	286,4781	<b>235,6817</b>	15,6126	7,6539	213,959	139,6495	94,9699	85,074	124,279	<b>5,7856</b>
19	91,1409	<b>167,8743</b>	14,6472	5,7924	157,6028	144,6009	93,9967	11,7646	123,9589	<b>5,2532</b>
20	65,687	<b>176,9403</b>	14,535	8,4896	174,9758	155,9853	89,6916	11,0767	127,4237	<b>5,1187</b>
21	61,0782	<b>218,4026</b>	13,6588	4,3161	210,9196	111,4765	92,0031	9,6806	112,5538	<b>5,1986</b>
22	111,5938	<b>204,8635</b>	18,1685	5,8779	108,7246	110,617	14,1378	10,9624	105,1711	<b>5,8954</b>
23	184,3645	<b>234,0887</b>	12,604	9,4356	52,9266	118,196	22,1218	13,4915	117,8422	<b>5,2986</b>

Fuente: Edgar Román



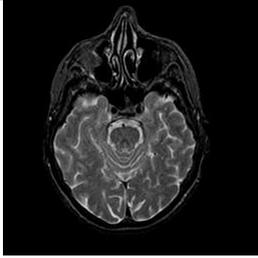
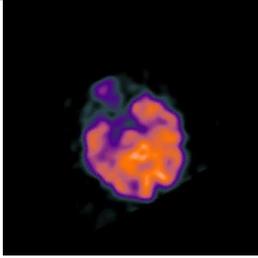
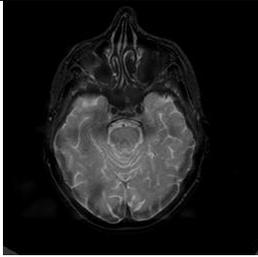
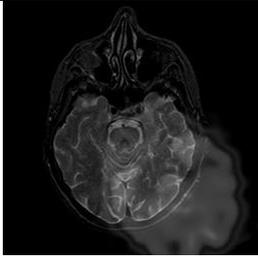
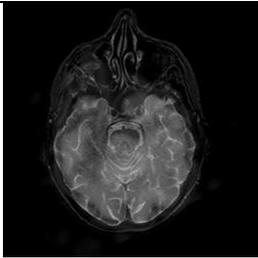
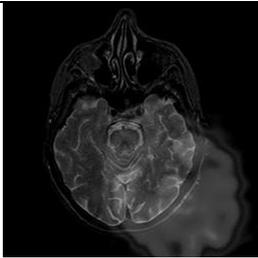
**Figura 12-3.** Comparación de los tiempos de realización de cada test CASO\_20  
Fuente: Edgar Román

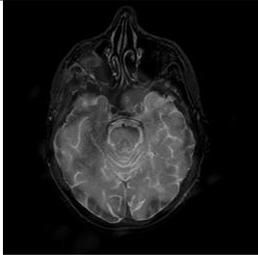
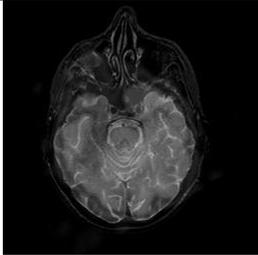
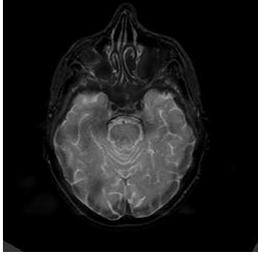
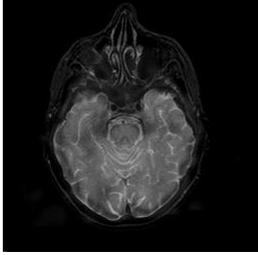
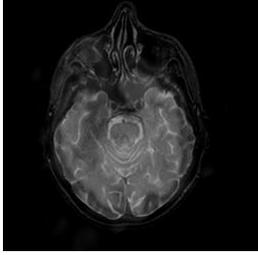
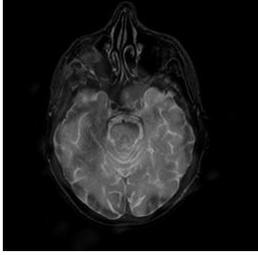
### 3.3 Resultados de fusión de imágenes

A continuación se presenta los resultados de fusión de imágenes respecto a la registración intermodalidad aplicando las condiciones establecida en este trabajo. Debido a que el proceso de fusión no arroja datos como resultados solo se presentan las imágenes fusionadas de acuerdo a cada algoritmo.

#### 3.3.2 Resultados de fusión de imágenes intermodalidad

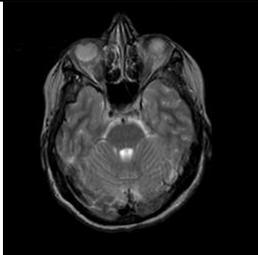
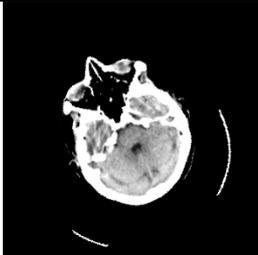
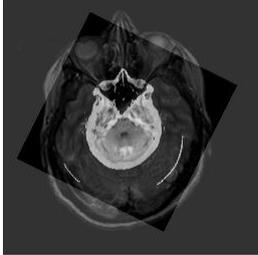
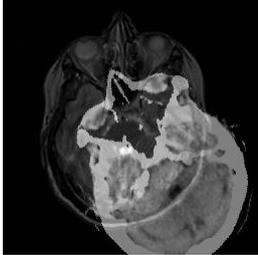
**Tabla 13-3.** Fusión de imágenes fija y rotada CASO\_1

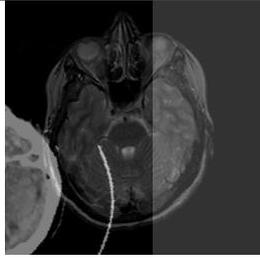
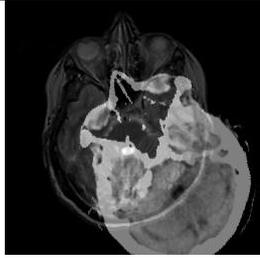
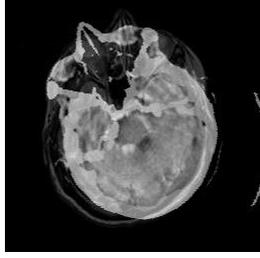
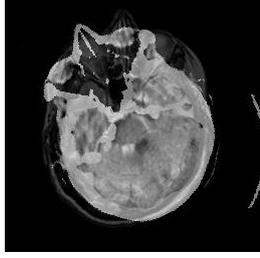
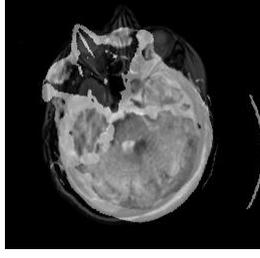
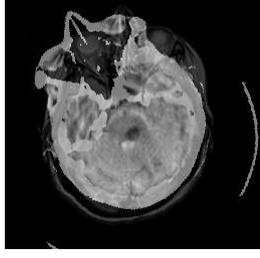
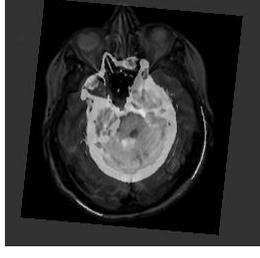
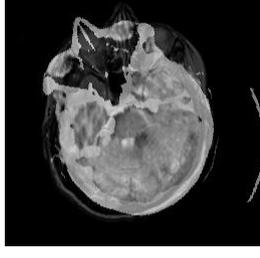
 <p>Imagen: Fija Modalidad de Adquisición: RM Tamaño: 256x256 píxeles Corte: 018</p>	 <p>Imagen: Móvil_Rotada Modalidad de Adquisición: SPECT Tamaño: 341x341 píxeles Corte: 018</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_1</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_2</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_3</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_4</p>

 <p>Imagen fusionada Algoritmo_5</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_6</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_7</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_8</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_9</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_10</p>

Fuente: Edgar Román

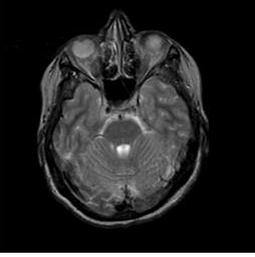
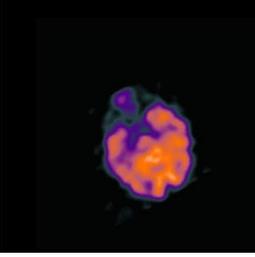
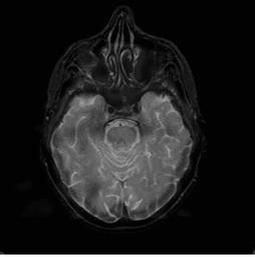
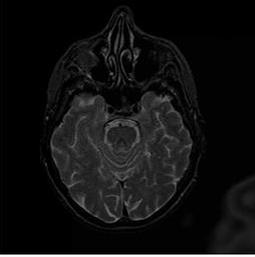
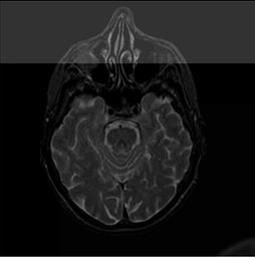
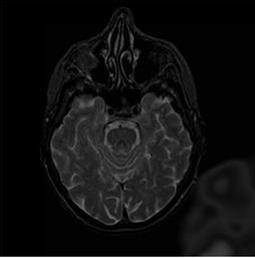
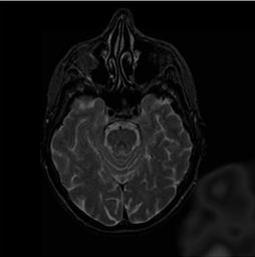
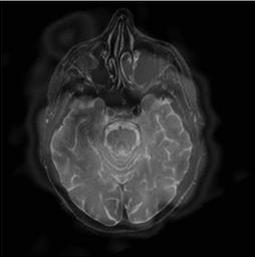
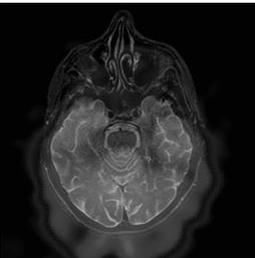
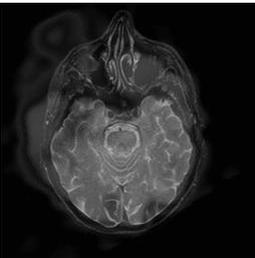
**Tabla 14-3.** Fusión de imágenes fija y rotada CASO\_20

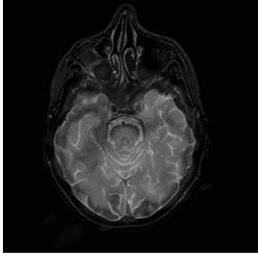
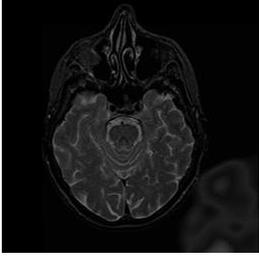
 <p>Imagen: Fija  Modalidad de Adquisición: RM  Tamaño: 256x256 píxeles  Corte: 008</p>	 <p>Imagen: Móvil_Rotada  Modalidad de Adquisición: TAC  Tamaño: 341x341 píxeles  Corte: 008</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_1</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_2</p>

 <p>Imagen fusionada Algoritmo_3</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_4</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_5</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_6</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_7</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_8</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_9</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_10</p>

Fuente: Edgar Román

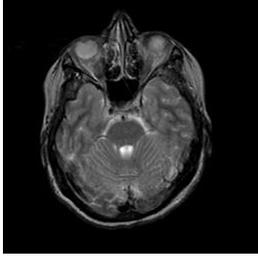
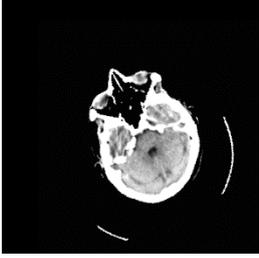
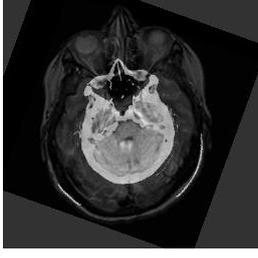
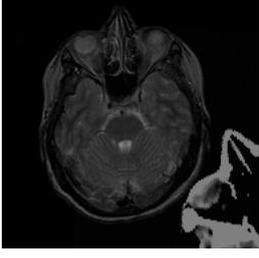
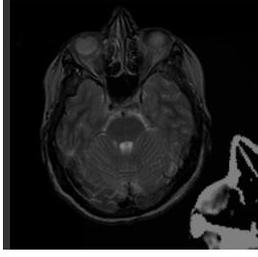
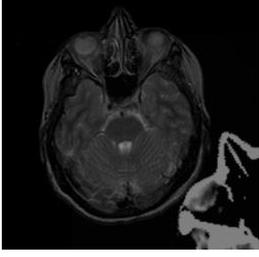
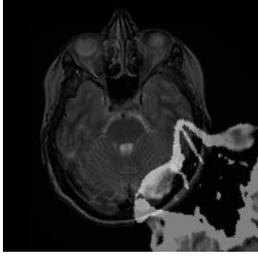
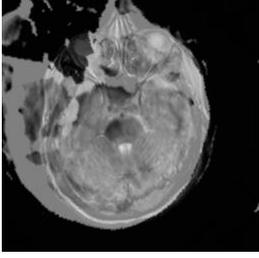
**Tabla 15-3.** Fusión de imágenes fija y trasladada CASO\_1

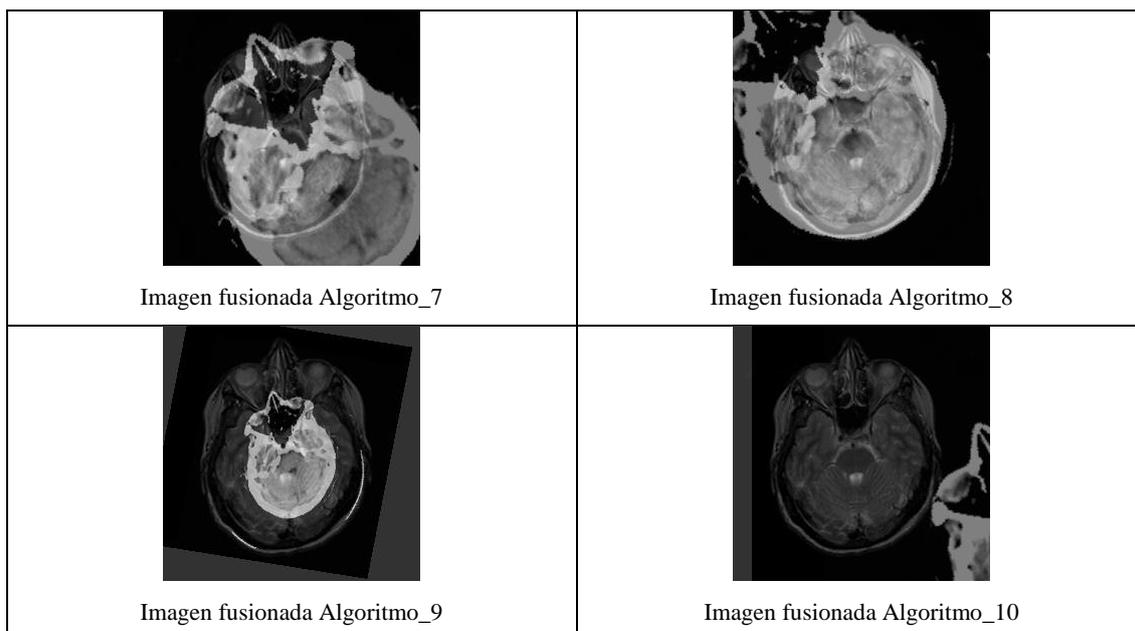
 <p>Imagen: Fija Modalidad de Adquisición: RM Tamaño: 256x256 píxeles Corte: 018</p>	 <p>Imagen: Móvil_Trasladada Modalidad de Adquisición: SPECT Tamaño: 527x500 píxeles Corte: 018</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_1</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_2</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_3</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_4</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_5</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_6</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_7</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_8</p>

 <p>Imagen fusionada Algoritmo_9</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_10</p>
---	---

Fuente: Edgar Román

**Tabla 16-3.** Fusión de imágenes fija y trasladada CASO\_20

 <p>Imagen: Fija  Modalidad de Adquisición: RM  Tamaño: 256x256 píxeles  Corte: 008</p>	 <p>Imagen: Móvil_ Traslada  Modalidad de Adquisición: TAC  Tamaño: 527x500 píxeles  Corte: 008</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_1</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_2</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_3</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_4</p>
 <p>Imagen fusionada Algoritmo_5</p>	 <p>Imagen fusionada Algoritmo_6</p>



Fuente: Edgar Román

### 3.4 Discusión de resultados

#### 3.4.1 Discusión de resultados intramodalidad

##### 3.4.1.1 Discusión de resultados intramodalidad imágenes fija y rotada

**Tabla 17-3.** Media de los tiempos de realización de cada test (en segundos) utilizando imágenes fija y rotada

CASOS	Alg_1	Alg_2	Alg_3	Alg_4	Alg_5	Alg_6	Alg_7	Alg_8	Alg_9	Alg_10
1	54,583	<b>190,587</b>	17,605	6,931	158,256	144,336	47,763	36,104	124,974	<b>5,820</b>
3	15,684	<b>162,921</b>	19,314	9,582	140,313	135,689	61,372	24,947	165,112	<b>5,635</b>
20	58,230	<b>160,677</b>	21,013	9,341	159,515	166,416	43,558	37,691	96,798	<b>5,553</b>
35	35,587	<b>176,069</b>	17,562	10,604	171,326	147,562	49,598	42,741	75,174	<b>5,635</b>

Fuente: Edgar Román

Obteniendo la media de los tiempos de realización de cada test y comparando el comportamiento de los algoritmos, se evidencia que el algoritmo con menor tiempo de realización de cada test para los cuatro casos es el Algoritmo\_10 para imágenes intramodalidad fija y rotada, mientras que el Algoritmo\_2 es el menos óptimo, pues presenta los mayores tiempo de realización de cada test siendo la relación entre el más óptimo y el menos óptimo de 1 a 30.

### 3.4.1.2 *Discusión de resultados intramodalidad imágenes fija y trasladada*

**Tabla 18-3.** Media de los tiempos de realización de cada test (en segundos) utilizando imágenes fija y trasladada

CASOS	Alg_1	Alg_2	Alg_3	Alg_4	Alg_5	Alg_6	Alg_7	Alg_8	Alg_9	Alg_10
1	5,427	<b>163,799</b>	20,623	10,317	180,845	135,914	47,529	6,824	<b>4,172</b>	6,380
3	4,980	<b>164,969</b>	25,037	6,889	177,119	112,961	72,532	7,627	<b>4,179</b>	5,512
20	14,955	<b>163,350</b>	30,492	12,558	160,969	113,107	103,248	7,247	<b>4,214</b>	5,958
35	15,282	<b>167,878</b>	28,711	9,434	162,622	153,886	94,408	6,908	<b>4,222</b>	5,828

Fuente: Edgar Román

Calculando la media de los tiempos de realización de cada test se realiza la comparación del comportamiento de los algoritmos, se obtiene que el algoritmo con menos tiempo de realización de cada test para los cuatro casos es el Algoritmo\_9 para imágenes intramodalidad fija y trasladada, mientras que el Algoritmo\_2 es el menos óptimo, ya que refleja los tiempos más altos de realización de cada test dando una relación entre el más óptimo y el menos óptimo de 1 a 40.

### 3.4.2 *Discusión de resultados intermodalidad*

#### 3.4.2.1 *Discusión de resultados intermodalidad imágenes fija y rotada*

**Tabla 19-3.** Media de los tiempos de realización de cada test (en segundos) utilizando imágenes fija y rotada

CASOS	Alg_1	Alg_2	Alg_3	Alg_4	Alg_5	Alg_6	Alg_7	Alg_8	Alg_9	Alg_10
1	59,608	<b>183,033</b>	18,579	8,840	142,885	137,761	66,398	50,177	73,393	<b>6,522</b>
20	98,488	<b>179,606</b>	33,281	9,750	156,091	134,855	30,110	24,316	113,003	<b>5,987</b>

Fuente: Edgar Román

Ejecutando el cálculo de la media de los tiempos de realización de cada test se compara el comportamiento de los algoritmos y se evidencia que el algoritmo con menos tiempo de realización de cada test para los dos casos es el Algoritmo\_10 para imágenes intermodalidad fija y rotada, mientras que el Algoritmo\_2 es el menos óptimo, pues tiene los mayores tiempos de realización de cada test en una relación entre el más óptimo y el menos óptimo de 1 a 30.

3.4.2.2 *Discusión de resultados intermodalidad imágenes fija y trasladada*

**Tabla 20-3.** Media de los tiempos de realización de cada test (en segundos) imágenes fija y trasladada

CASOS	Alg_1	Alg_2	Alg_3	Alg_4	Alg_5	Alg_6	Alg_7	Alg_8	Alg_9	Alg_10
1	70,815	<b>190,582</b>	20,276	5,988	102,256	144,608	91,980	83,601	105,078	<b>5,553</b>
20	149,838	<b>199,933</b>	16,642	7,230	182,575	136,066	84,117	51,042	122,159	<b>5,302</b>

Fuente: Edgar Román

Una vez calculada la media de los tiempos de realización de cada test se hace una comparación del comportamiento de los algoritmos, logrando visualizar que el algoritmo con menos tiempo de realización de cada test para los dos casos es el Algoritmo\_10 para imágenes intermodalidad fija y trasladada, mientras que el Algoritmo\_2 es el menos óptimos, pues presenta los más altos tiempos de realización de cada test, siendo la relación entre el más óptimo y el menos óptimo de 1 a 40.

## CONCLUSIONES

- En la registraci3n intramodalidad basada en im3genes 2D de estudios 3D de Resonancia Magn3tica bajo un procesamiento autom3tico con transformaciones de tipo Af3n con filtro de tipo Histograma de Entrop3a con m3trica de Histograma de Informaci3n Mutua con el optimizador de Descenso de Gradiente result3 ser el m3s 3ptimo en el desarrollo de este trabajo, mientras que la registraci3n bajo transformaciones de traslaci3n, con m3trica de tipo Informaci3n Mutua con interpolador lineal con optimizador de descenso de gradiente result3 ser el menos 3ptimo.
- En la registraci3n intermodalidad basada en im3genes 2D de estudios 3D de Resonancia Magn3tica, Tomograf3a por Emisi3n de Fot3n Simple y Tomograf3a Computarizada bajo un procesamiento autom3tico con transformaciones de tipo Af3n con filtro de tipo Histograma de Entrop3a con m3trica de tipo Histograma de Informaci3n Mutua con el optimizador de Descenso de Gradiente result3 ser el m3s 3ptimo en el desarrollo de este trabajo, mientras que la registraci3n intermodalidad bajo transformaciones de traslaci3n, con m3trica de tipo Informaci3n Mutua con interpolador lineal con optimizador de descenso de gradiente result3 ser el menos eficaz.
- La implementaci3n de la fusi3n de im3genes mediante la t3cnica de Cursores Linkeados combina en una 3nica imagen la informaci3n anat3mica y funcional del paciente en estudio, mejorando significativamente la calidad del diagn3stico aportando fiabilidad, seguridad y ahorro del costo computacional.
- La mejor interpretaci3n de la informaci3n visual de las im3genes combinadas se da mediante la utilizaci3n de gr3ficas que dan a conocer el algoritmo con menos tiempo de realizaci3n de cada test, evitando as3 impresiones debido a compensaciones mentales.

## RECOMENDACIONES

- En este trabajo al realizar la registraci3n de imágenes aplicando los algoritmos de la librería ITK ejecutados en el Software MatLab® se recomienda que si no existe un software en el cual se ejecute los algoritmos que mejore el resultado de registraci3n de imágenes se mantenga el trabajo originalmente realizado.
- Se recomienda ejecutar los algoritmos empleados en este trabajo en otros lenguajes de programaci3n, para analizar su comportamiento.

## BIBLIOGRAFÍA

1. **ALEGRE, E. et al.** Procesamiento Digital de Imagen: Fundamentos y Prácticas con MatLab. Madrid-España. RaMa. 2003. pp. 6-85.
2. **ALPERT, N. M. et al.** The principal axis transformation a method for image registration. Londres-Inglaterra. J. Radiol. 1990. pp. 1717-1722.
3. **BANERJEE, P. K. & TOGA, A. W.** Image alignment by integrated rotational and translational transformation matrix. Texas-USA. Addison-Wesley. 1994. pp. 1969-1988.
4. **BARILLOT, C. et al.** Segmentation and fusion of multimodality and multi-subjects data for the preparation of neurosurgical procedures. Amsterdam-Holanda. K and Farman. 1995. pp. 70-82.
5. **BETTING, F. & FELDMARD, J.** 3D-2D projective registration of anatomical surfaces with their projections. Dordrecht-Holanda. Bizais. 1995. pp. 275-286.
6. **BURT, P. J.** Enhanced image capture trough fusion. Los Alamitos-USA. Prentice Hall. 1993. pp. 173-182.
7. **COLLIGNON, A. et al.** Automated multimodality image registration based on information theory. Dordrecht-Holanda. K and Farman. 1995. pp. 263-274.
8. **COOTES, T. et al.** Training Models of Shape from Sets of Examples. Londres-Inglaterra. J. Radiol. 1992. pp. 9-18.
9. **CRUM, W. R. et al.** Non-rigid image registration. Londres-Inglaterra. J. Radiol. 2004. pp. 140-153.
10. **DERICHE, R.** Fast algorithms for low level vision on Pattern Analysis and Machine Intelligence. Amsterdam-Holanda. Bizais. 1990. pp. 78-87.
11. **FELDMAR, J. et al.** 3D-2D projective registration of free-form curves and surfaces. Los Alamitos-USA. Prentice Hall. 1995. pp. 549-556.

12. **GAMMA, E. et al.** Design Patterns, Elements of Reusable Object-Oriented Software. Texas-USA. Addison-Wesley. 1995. pp. 35-43.
13. **GÓMEZ, M. E. et al.** Registro de imágenes cerebrales de TAC y PET. San Juan – Argentina. Tejo. 2003. pp. 134-156.
14. **GONZÁLEZ, R. E. & WOODS, R. E.** Digital Image Processing. 2ª ed. New Jersey-USA. Prentice Hall. 2002. p. 175.
15. **GORIS, M. L. et al.** Elastic transformation in referencial quantification of scintigraphic images. Amsterdam-Holanda. K and Farman. 1996. pp. 298-301.
16. **GOSHTASBY, A.** 2-D and 3-D Image Registration for Medical, Remote Sensing and Industrial Applications. New Jersey – USA. John Wiley & Sons. 2005. pp. 4 - 25.
17. **HAJNAL, J.** Preparation and display of image data en Medical Image Registration. Washington-USA. John Wiley. 2000. pp. 22–35.
18. **HAWKES, D.** Registration Methodology – Introduction en Medical Image Registration. Washington-USA. John Wiley. 2000. pp. 37-48.
19. **HE, R. & NARAYANA, P. A.** Global optimization of mutual information: application to three- dimensional retrospective registration of magnetic resonance images. Houston – Texas-USA. John Wiley. 2002. pp. 145-167.
20. **HEMLER, P. F. et al.** Registration error quantification of a surface-based multimodality image fusion system. Houston-USA. Prentice Hall. 1995. pp. 1049-1056.
21. **HILL, D. L. & HAWKES, D. J.** Medical image registration using voxel similarity measures in Application of Computer Vision and Medical Image Processing. Washingtgon-USA. John Wiley & Sons. 1994. pp. 34-37.
22. **HILL, D. & BATCHELOR, P.** Registration Methodology: Concepts and Algorithms, en Medical Image Registration. Washington-USA. John Wiley. 2000. pp. 63-71.
23. **HILL, D. L. et al.** Voxel similarity measures for automated image registration. Bellingham-USA. Robb. 1994. pp. 205-216.

24. **HUSSAIN, Z.** Digital Image Processing. Londres Inglaterra. Ellis Horwood. 1991. pp. 1-7.
25. **LARESE, Mónica.** Registro y Fusión de Imágenes Médicas mediante Técnicas Avanzadas de Procesamiento Digital. (Tesis) Universidad Nacional del Litoral, Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas. Santa Fe – Argentina. Amorrortu. 2004. pp. 8-20.
26. **MATTES, D. et al.** Non-rigid multimodality image transformation in Image Processing. New Jersey-USA. Robb. 2001. pp. 1609-1620.
27. **MATTES, D. et al.** PET-CT image registration in the chest using free-form deformations on Medical Imaging. New Jersey-USA. Loew M. H. 2003. pp. 120-128.
28. **MAURER, C. R. et al.** The accuracy of image-guided neurosurgery using implantable fiducial markers. Berlín-Alemania. Lemke. 1995. pp. 1197-1202.
29. **PAJARES, G. & de la CRUZ, J. M.** Visión por Computador. Madrid-España. RaMa. 2001 p. 85.
30. **PASSARIELLO, G. & MORA, F.** Imágenes Médicas: Adquisición, Análisis, Procesamiento e Interpretación. Valle de Sartenejas-Caracas–Venezuela. 1995. p. 144.
31. **PORCHERNEDEL, L. et al** Computer Graphics & Medicine. Campinas–Brasil. 1999. pp. 1-146.
32. **RUECKERT, D. et al.** Non–rigid Registration using Free-Form Deformations: Application to Breast MR Images, IEEE Transactions in Medical Imaging. Houston-USA. John & Wiley. 1999. pp. 712–721.
33. **SERRA, J. P.** Image Analysis and Mathematical Morphology. Amsterdam-Holanda. Bizais. 1982. pp. 106-114.
34. **SOLTYS, M. et al.** A tool for registration and visualization of multiple modality 3D medical data. Bellingham-USA. Loew. M. H. 1995. pp. 74-80.
35. **STEPHEN, M. Pizer et al.** Interactive 2D and 3D Object Definition in Medical Images based on Multiresolution Image Descriptions. New Jersey-USA. John & Wiley. 1988. p. 438.

36. **TANEJA, U. et al.** Evaluating the accuracy of three-dimensional image registration algorithms used in multimodal image fusion in *Visualization in Biomedical Computing*. Bellingham-USA. 1994. pp. 238-250.
37. **VIOLA, P. & WELLS, W. M.** Aligement by maximization of mutual information. Londres-Inglaterra. Ellis Horwood. 1997. pp. 137-154.
38. **YOO, T. S.** *Insight into Images: Principles and practice for segmentation, registration, and image analysis*. Washington-USA. AK Peters Ltda. 2004. p. 20.

## ANEXOS

### ANEXO A: Script de los códigos de los algoritmos utilizados

#### A-1. Script código Algoritmo\_1

```
% *****  
% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****  
% *****  
  
% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)  
  
% -----  
% -----Algoritmo #1-----  
% -----  
% -----Prueba #1-----  
% -----  
  
% -----  
% No tocar esta sección!!!  
% Limpio memoria:  
clear all  
clc  
close all  
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)  
addpath([cd, '\Archivos_ITK'])  
addpath([cd, '\Imágenes_Ejemplo'])  
addpath([cd, '\Auxiliares'])  
  
% Defino carpeta de "Resultados":  
mkdir([cd, '\Resultados']);  
clc  
Ruta_Resultados=[cd, '\Resultados'];  
Ruta_ITK=[cd, '\Archivos_ITK'];  
  
% -----  
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #1"  
  
% No tocar esta sección!!!  
  
% Defino el nombre del algoritmo:  
Nombre_algoritmo='Algoritmo_1.exe';  
% Usage: Algoritmo_1 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile  
%           [differenceBeforeRegistration] [differenceAfterRegistration]  
%           [steplength] [initialScaling] [initialAngle]  
  
% -----  
% Definición de parámetros!!!  
  
% Identificación de prueba:  
Id_Prueba='#1'; % Permite definir un identificador para que todos los  
%           resultados de esta pruebas se almacene con el mismo  
%           identificador en el nombre del archivo!  
  
% Nombre imagen fija:  
Imagen_Fija='Caso_3_MR_T1_Corte_136_Fija.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la  
imagen fija!  
% Nombre imagen móvil:  
Imagen_Movil='Caso_3_MR_T1_Corte_136_Movida_1.png'; % Acá seteas el nombre del archivo  
de la imagen móvil!  
% Parámetros adicionales:  
Parametros_adicionales=''; % Acá podés escribir el conjunto de parámetros  
%           adicionales para el algoritmo, son aquellos  
%           que en "Usage" se informan entre corchetes,  
%           van separados por espacios!  
  
% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:  
Fusionar=1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar  
% Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
```

```

%          a) Registrar las imágenes,
%          b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
%          c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
%             "wfusimg.m", consultar la documentación de la
%             misma).

% -----
% Ejecución de la prueba!!
% No tocar esta sección!!!

% Inicio punteo de tiempo:
tic;
% Armo nombres completos de las imágenes fija y móvil:
Nombre_Completo_Imagen_Fija=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Fija];
Nombre_Completo_Imagen_Movil=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Movil];
% Muevo las imágenes para el ITK:
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Fija, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Movil, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Armo nombre de la imagen resultante:
Imagen_Resultante=['Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png']; %
Acá seteas el nombre del archivo de la imagen móvil!
% Armo cadena de DOS:
Cadena=[Nombre_algoritmo, ' ', Imagen_Fija, ' ', Imagen_Movil, ' ', Imagen_Resultante, '
', Parametros_adicionales];
% Cambio el directorio corriente:
cd_Anterior=cd;
cd([cd_Anterior, '\Archivos_ITK']);
% Llamo a la función:
[estado, info]=system(Cadena);
% Vuelvo al directorio corriente:
cd(cd_Anterior);
% Armo nombre completo de la imagen resultante:
Nombre_Completo_Imagen_Resultante=[Ruta_Resultados, '\Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nomb
re_algoritmo(1:end-4), '.png'];
% Muevo la imagen:
copyfile([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante], Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
% Borro archivos:
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Analizo si quiero fusionar las imágenes:
if Fusionar
    % Quiero fusionar!!!
    % Cargo ambas imágenes:
    [Imagen_1, Mapa_1]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Fija);
    [Imagen_2, Mapa_2]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
    % Analizo si están en RGB:
    if ~isempty(Mapa_1)
        % No está en RGB!
        Imagen_1_Final=ind2rgb(Imagen_1, Mapa_1);
    else
        if size(Imagen_1, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_1_AUX=Imagen_1;
            Imagen_1=zeros(size(Imagen_1_AUX, 1), size(Imagen_1_AUX, 2), 3);
            Imagen_1(:, :, 1)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 2)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 3)=Imagen_1_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_1)))>1
            Imagen_1_Final=double(Imagen_1)./255;
        else
            Imagen_1_Final=Imagen_1;
        end
    end
    if ~isempty(Mapa_2)
        % No está en RGB!
        Imagen_2_Final=ind2rgb(Imagen_2, Mapa_2);
    else
        if size(Imagen_2, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_2_AUX=Imagen_2;
            Imagen_2=zeros(size(Imagen_2_AUX, 1), size(Imagen_2_AUX, 2), 3);
            Imagen_2(:, :, 1)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 2)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 3)=Imagen_2_AUX;
        end
    end
end

```

```

        if max(max(max(Imagen_2)))>1
            Imagen_2_Final=double(Imagen_2)./255;
        else
            Imagen_2_Final=Imagen_2;
        end
    end
    % Obtengo los tamaños:
    [f1,c1,M1]=size(Imagen_1_Final);
    [f2,c2,M2]=size(Imagen_2_Final);
    % Remuestreo:
    Imagen_2_Remuestreada=imresample([f2,c2],Imagen_2_Final,[f1,c1],'nearest');
    % Fusión:
    Imagen_Fusion=wfusing(Imagen_1_Final,Imagen_2_Remuestreada,'db2',5,'mean','mean');
    % Armo el nombre:
    Imagen_Resultante_Fusion=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-
4),'_Fusion.png'];

Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion=[Ruta_Resultados,'\ ',Imagen_Resultante_Fusion];
    % Guardo la imagen:
    imwrite(Imagen_Fusion,Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion);
end
% Finalizo el puntero de tiempo:
Tiempo_Algoritmo=toc;
% Almaceno la cadena de texto devuelto en la registraci3n!
Nombre_Archivo=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-4),'.txt'];
Ruta=Ruta_Resultados;
Nombre_completo=strcat(Ruta,'\ ',Nombre_Archivo);
Id=fopen(Nombre_completo,'w'); % Si existe lo sobrescribo
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Fecha: ',date]);
fprintf(Id,'%s\n',['Identificador de prueba: ',Id_Prueba,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Algoritmo: ',Nombre_algoritmo,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Fija: ',Imagen_Fija,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen M3vil: ',Imagen_Movil,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado: ',Imagen_Resultante,'']);
if Fusionar
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "SI"']);
    fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado Fusi3n: ',Imagen_Resultante_Fusion,'']);
else
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "NO"']);
end
fprintf(Id,'%s\n',['Par3metros adicionales: ',Parametros_adicionales,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Tiempo de registraci3n [s]: ',num2str(Tiempo_Algoritmo)]);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Informaci3n devuelta por la libreria: ']);
fprintf(Id,'%s\n',['']);
fprintf(Id,'%s\n',info);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
R=fopen(Id);
disp(['Prueba ',Id_Prueba,' finalizada!!!']);
% -----
% -----

```

## A-2. *Script código Algoritmo\_2*

```
% *****
% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****
% *****

% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)

% -----
% -----Algoritmo #2-----
% -----
% -----
% -----Prueba #1-----
% -----

% -----
% No tocar esta sección!!!
% Limpio memoria:
clear all
clc
close all
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)
addpath([cd, '\Archivos_ITK'])
addpath([cd, '\Imágenes_Ejemplo'])
addpath([cd, '\Auxiliares'])

% Defino carpeta de "Resultados":
mkdir([cd, '\Resultados']);
clc
Ruta_Resultados=[cd, '\Resultados'];
Ruta_ITK=[cd, '\Archivos_ITK'];

% -----
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #2"

% No tocar esta sección!!!

% Defino el nombre del algoritmo:
Nombre_algoritmo='Algoritmo_2.exe';
% Usage: Algoritmo_2 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile
%          [checkerBoardBefore] [checkerBoardAfter]

% -----
% Definición de parámetros!!!

% Identificación de prueba:
Id_Prueba='#1'; % Permite definir un identificador para que todos los
                % resultados de esta pruebas se almacene con el mismo
                % identificador en el nombre del archivo!

% Nombre imagen fija:
Imagen_Fija='020_SPET.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen fija!
% Nombre imagen móvil:
Imagen_Movil='020_MRI_T2_Movida.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen
móvil!
% Parámetros adicionales:
Parametros_adicionales=''; % Acá podés escribir el conjunto de parámetros
                          % adicionales para el algoritmo, son aquellos
                          % que en "Usage" se informan entre corchetes,
                          % van separados por espacios!

% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:
Fusionar=1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar
% Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
%     a) Registrar las imágenes,
%     b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
%     c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
%         "wfusing.m", consultar la documentación de la
%         misma).

% -----
% Ejecución de la prueba!!
% No tocar esta sección!!!
```

```

% Inicio punteo de tiempo:
tic;
% Armo nombres completos de las imágenes fija y móvil:
Nombre_Completo_Imagen_Fija=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Fija];
Nombre_Completo_Imagen_Movil=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Movil];
% Muevo las imágenes para el ITK:
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Fija, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Movil, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Armo nombre de la imagen resultante:
Imagen_Resultante=['Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png']; %
Acá seteas el nombre del archivo de la imagen móvil!
% Armo cadena de DOS:
Cadena=[Nombre_algoritmo, ' ', Imagen_Fija, ' ', Imagen_Movil, ' ', Imagen_Resultante, '
', Parametros_adicionales];
% Cambio el directorio corriente:
cd_Anterior=cd;
cd([cd_Anterior, '\Archivos_ITK']);
% Llamo a la función:
[estado, info]=system(Cadena);
% Vuelvo al directorio corriente:
cd(cd_Anterior);
% Armo nombre completo de la imagen resultante:
Nombre_Completo_Imagen_Resultante=[Ruta_Resultados, '\Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png'];
% Muevo la imagen:
copyfile([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante], Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
% Borro archivos:
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Analizo si quiero fusionar las imágenes:
if Fusionar
    % Quiero fusionar!!!
    % Cargo ambas imágenes:
    [Imagen_1, Mapa_1]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Fija);
    [Imagen_2, Mapa_2]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
    % Analizo si están en RGB:
    if ~isempty(Mapa_1)
        % No está en RGB!
        Imagen_1_Final=ind2rgb(Imagen_1, Mapa_1);
    else
        if size(Imagen_1, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_1_AUX=Imagen_1;
            Imagen_1=zeros(size(Imagen_1_AUX, 1), size(Imagen_1_AUX, 2), 3);
            Imagen_1(:, :, 1)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 2)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 3)=Imagen_1_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_1)))>1
            Imagen_1_Final=double(Imagen_1)./255;
        else
            Imagen_1_Final=Imagen_1;
        end
    end
    if ~isempty(Mapa_2)
        % No está en RGB!
        Imagen_2_Final=ind2rgb(Imagen_2, Mapa_2);
    else
        if size(Imagen_2, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_2_AUX=Imagen_2;
            Imagen_2=zeros(size(Imagen_2_AUX, 1), size(Imagen_2_AUX, 2), 3);
            Imagen_2(:, :, 1)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 2)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 3)=Imagen_2_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_2)))>1
            Imagen_2_Final=double(Imagen_2)./255;
        else
            Imagen_2_Final=Imagen_2;
        end
    end
end
% Obtengo los tamaños:
[f1, c1, M1]=size(Imagen_1_Final);
[f2, c2, M2]=size(Imagen_2_Final);
% Remuestreo:

```

```

    Imagen_2_Remuestreada=imresample([f2,c2],Imagen_2_Final,[f1,c1],'nearest');
    % Fusión:
    Imagen_Fusion=wfusimg(Imagen_1_Final,Imagen_2_Remuestreada,'db2',5,'mean','mean');
    % Armo el nombre:
    Imagen_Resultante_Fusion=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-
4),'_Fusion.png'];

Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion=[Ruta_Resultados,'\ ',Imagen_Resultante_Fusion];
    % Guardo la imagen:
    imwrite(Imagen_Fusion,Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion);
end
% Finalizo el puntero de tiempo:
Tiempo_Algoritmo=toc;
% Almaceno la cadena de texto devuelto en la registraci3n!
Nombre_Archivo=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-4),'.txt'];
Ruta=Ruta_Resultados;
Nombre_completo=strcat(Ruta,'\ ',Nombre_Archivo);
Id=fopen(Nombre_completo,'w'); % Si existe lo sobrescribo
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Fecha: ',date]);
fprintf(Id,'%s\n',['Identificador de prueba: ',Id_Prueba,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Algoritmo: ',Nombre_algoritmo,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Fija: ',Imagen_Fija,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen M3vil: ',Imagen_Movil,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado: ',Imagen_Resultante,'']);
if Fusionar
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "SI"']);
    fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado Fusi3n: ',Imagen_Resultante_Fusion,'']);
else
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "NO"']);
end
fprintf(Id,'%s\n',['Par3metros adicionales: ',Parametros_adicionales,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Tiempo de registraci3n [s]: ',num2str(Tiempo_Algoritmo)]);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Informaci3n devuelta por la libreria: ']);
fprintf(Id,'%s\n',['']);
fprintf(Id,'%s\n',info);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
R=fclose(Id);
disp(['Prueba ',Id_Prueba,' finalizada!!!']);
% -----
% -----

```

### A-3. *Script código Algoritmo\_3*

```
% *****
% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****
% *****

% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)

% -----
% -----Algoritmo #3-----
% -----
% -----
% -----Prueba #1-----
% -----

% -----
% No tocar esta sección!!!
% Limpio memoria:
clear all
clc
close all
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)
addpath([cd, '\Archivos_ITK'])
addpath([cd, '\Imágenes_Ejemplo'])
addpath([cd, '\Auxiliares'])

% Defino carpeta de "Resultados":
mkdir([cd, '\Resultados']);
clc
Ruta_Resultados=[cd, '\Resultados'];
Ruta_ITK=[cd, '\Archivos_ITK'];

% -----
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #3"

% No tocar esta sección!!!

% Defino el nombre del algoritmo:
Nombre_algoritmo='Algoritmo_3.exe';
% Usage: Algoritmo_3 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile
% [differenceImageAfter][differenceImageBefore]

% -----
% Definición de parámetros!!!

% Identificación de prueba:
Id_Prueba='#1'; % Permite definir un identificador para que todos los
% resultados de esta pruebas se almacene con el mismo
% identificador en el nombre del archivo!

% Nombre imagen fija:
Imagen_Fija='020_SPET.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen fija!
% Nombre imagen móvil:
Imagen_Movil='020_MRI_T2_Movida.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen
móvil!

% Parámetros adicionales:
Parametros_adicionales=''; % Acá podés escribir el conjunto de parámetros
% adicionales para el algoritmo, son aquellos
% que en "Usage" se informan entre corchetes,
% van separados por espacios!

% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:
Fusionar=1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar
% Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
% a) Registrar las imágenes,
% b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
% c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
% "wffusimg.m", consultar la documentación de la
% misma).

% -----
% Ejecución de la prueba!!
% No tocar esta sección!!!

% Inicio punteo de tiempo:
tic;
```

```

% Armo nombres completos de las imágenes fija y móvil:
Nombre_Completo_Imagen_Fija=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Fija];
Nombre_Completo_Imagen_Movil=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Movil];
% Muevo las imágenes para el ITK:
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Fija, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Movil, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Armo nombre de la imagen resultante:
Imagen_Resultante=['Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png']; %
Acá seteas el nombre del archivo de la imagen móvil!
% Armo cadena de DOS:
Cadena=[Nombre_algoritmo, ' ', Imagen_Fija, ' ', Imagen_Movil, ' ', Imagen_Resultante, '
', Parametros_adicionales];
% Cambio el directorio corriente:
cd_Anterior=cd;
cd([cd_Anterior, '\Archivos_ITK']);
% Llamo a la función:
[estado, info]=system(Cadena);
% Vuelvo al directorio corriente:
cd(cd_Anterior);
% Armo nombre completo de la imagen resultante:
Nombre_Completo_Imagen_Resultante=[Ruta_Resultados, '\Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png'];
% Muevo la imagen:
copyfile([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante], Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
% Borro archivos:
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Analisis si quiero fusionar las imágenes:
if Fusionar
    % Quiero fusionar!!!
    % Cargo ambas imágenes:
    [Imagen_1, Mapa_1]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Fija);
    [Imagen_2, Mapa_2]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
    % Analisis si están en RGB:
    if ~isempty(Mapa_1)
        % No está en RGB!
        Imagen_1_Final=ind2rgb(Imagen_1, Mapa_1);
    else
        if size(Imagen_1, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_1_AUX=Imagen_1;
            Imagen_1=zeros(size(Imagen_1_AUX, 1), size(Imagen_1_AUX, 2), 3);
            Imagen_1(:, :, 1)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 2)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 3)=Imagen_1_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_1)))>1
            Imagen_1_Final=double(Imagen_1)./255;
        else
            Imagen_1_Final=Imagen_1;
        end
    end
    if ~isempty(Mapa_2)
        % No está en RGB!
        Imagen_2_Final=ind2rgb(Imagen_2, Mapa_2);
    else
        if size(Imagen_2, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_2_AUX=Imagen_2;
            Imagen_2=zeros(size(Imagen_2_AUX, 1), size(Imagen_2_AUX, 2), 3);
            Imagen_2(:, :, 1)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 2)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 3)=Imagen_2_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_2)))>1
            Imagen_2_Final=double(Imagen_2)./255;
        else
            Imagen_2_Final=Imagen_2;
        end
    end
    % Obtengo los tamaños:
    [f1, c1, M1]=size(Imagen_1_Final);
    [f2, c2, M2]=size(Imagen_2_Final);
    % Remuestreo:
    Imagen_2_Remuestreada=imresample([f2, c2], Imagen_2_Final, [f1, c1], 'nearest');
    % Fusiono:

```

```

    Imagen_Fusion=wfusing(Imagen_1_Final,Imagen_2_Remuestreada,'db2',5,'mean','mean');
    % Armo el nombre:
    Imagen_Resultante_Fusion=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-
4),'_Fusion.png'];

Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion=[Ruta_Resultados,'\ ',Imagen_Resultante_Fusion];
    % Guardo la imagen:
    imwrite(Imagen_Fusion,Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion);
end
% Finalizo el puntero de tiempo:
Tiempo_Algoritmo=toc;
% Almaceno la cadena de texto devuelto en la registraci3n!
Nombre_Archivo=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-4),'.txt'];
Ruta=Ruta_Resultados;
Nombre_completo=strcat(Ruta,'\ ',Nombre_Archivo);
Id=fopen(Nombre_completo,'w'); % Si existe lo sobrescribo
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Fecha: ',date]);
fprintf(Id,'%s\n',['Identificador de prueba: ',Id_Prueba,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Algoritmo: ',Nombre_algoritmo,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Fija: ',Imagen_Fija,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen M3vil: ',Imagen_Movil,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado: ',Imagen_Resultante,'']);
if Fusionar
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "SI"']);
    fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado Fusi3n: ',Imagen_Resultante_Fusion,'']);
else
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "NO"']);
end
fprintf(Id,'%s\n',['Par3metros adicionales: ',Parametros_adicionales,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Tiempo de registraci3n [s]: ',num2str(Tiempo_Algoritmo)]);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Informaci3n devuelta por la libreria: ']);
fprintf(Id,'%s\n',['']);
fprintf(Id,'%s\n',info);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
R=fclose(Id);
disp(['Prueba ',Id_Prueba,' finalizada!!!']);
% -----
% -----

```

#### A-4. *Script código Algoritmo\_4*

```
% *****
% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****
% *****

% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)

% -----
% -----Algoritmo #4-----
% -----
% -----
% -----Prueba #1-----
% -----

% -----
% No tocar esta sección!!!
% Limpio memoria:
clear all
clc
close all
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)
addpath([cd, '\Archivos_ITK'])
addpath([cd, '\Imágenes_Ejemplo'])
addpath([cd, '\Auxiliares'])

% Defino carpeta de "Resultados":
mkdir([cd, '\Resultados']);
clc
Ruta_Resultados=[cd, '\Resultados'];
Ruta_ITK=[cd, '\Archivos_ITK'];

% -----
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #4"

% No tocar esta sección!!!

% Defino el nombre del algoritmo:
Nombre_algoritmo='Algoritmo_4.exe';
% Usage: Algoritmo_4 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile
%          [defaultPixelValue] [checkerBoardAfter] [checkerBoardBefore]
%          [numberOfBins] [numberOfSamples][useExplicitPDFderivatives ]

% -----
% Definición de parámetros!!!

% Identificación de prueba:
Id_Prueba='#1'; % Permite definir un identificador para que todos los
% resultados de esta pruebas se almacene con el mismo
% identificador en el nombre del archivo!

% Nombre imagen fija:
Imagen_Fija='020_SPET.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen fija!
% Nombre imagen móvil:
Imagen_Movil='020_MRI_T2_Movida.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen
móvil!
% Parámetros adicionales:
Parametros_adicionales=''; % Acá podés escribir el conjunto de parámetros
% adicionales para el algoritmo, son aquellos
% que en "Usage" se informan entre corchetes,
% van separados por espacios!

% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:
Fusionar=1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar
% Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
% a) Registrar las imágenes,
% b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
% c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
% "wfusing.m", consultar la documentación de la
% misma).

% -----
% Ejecución de la prueba!!
% No tocar esta sección!!!

% Inicio punteo de tiempo:
```

```

tic;
% Armo nombres completos de las imágenes fija y móvil:
Nombre_Completo_Imagen_Fija=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Fija];
Nombre_Completo_Imagen_Movil=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Movil];
% Muevo las imágenes para el ITK:
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Fija, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Movil, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Armo nombre de la imagen resultante:
Imagen_Resultante=['Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png']; %
Acá seteas el nombre del archivo de la imagen móvil!
% Armo cadena de DOS:
Cadena=[Nombre_algoritmo, ' ', Imagen_Fija, ' ', Imagen_Movil, ' ', Imagen_Resultante, '
', Parametros_adicionales];
% Cambio el directorio corriente:
cd_Anterior=cd;
cd([cd_Anterior, '\Archivos_ITK']);
% Llamo a la función:
[estado, info]=system(Cadena);
% Vuelvo al directorio corriente:
cd(cd_Anterior);
% Armo nombre completo de la imagen resultante:
Nombre_Completo_Imagen_Resultante=[Ruta_Resultados, '\Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png'];
% Muevo la imagen:
copyfile([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante], Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
% Borro archivos:
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Analizo si quiero fusionar las imágenes:
if Fusionar
    % Quiero fusionar!!!
    % Cargo ambas imágenes:
    [Imagen_1, Mapa_1]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Fija);
    [Imagen_2, Mapa_2]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
    % Analizo si están en RGB:
    if ~isempty(Mapa_1)
        % No está en RGB!
        Imagen_1_Final=ind2rgb(Imagen_1, Mapa_1);
    else
        if size(Imagen_1, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_1_AUX=Imagen_1;
            Imagen_1=zeros(size(Imagen_1_AUX, 1), size(Imagen_1_AUX, 2), 3);
            Imagen_1(:, :, 1)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 2)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 3)=Imagen_1_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_1)))>1
            Imagen_1_Final=double(Imagen_1)./255;
        else
            Imagen_1_Final=Imagen_1;
        end
    end
    if ~isempty(Mapa_2)
        % No está en RGB!
        Imagen_2_Final=ind2rgb(Imagen_2, Mapa_2);
    else
        if size(Imagen_2, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_2_AUX=Imagen_2;
            Imagen_2=zeros(size(Imagen_2_AUX, 1), size(Imagen_2_AUX, 2), 3);
            Imagen_2(:, :, 1)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 2)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 3)=Imagen_2_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_2)))>1
            Imagen_2_Final=double(Imagen_2)./255;
        else
            Imagen_2_Final=Imagen_2;
        end
    end
    % Obtengo los tamaños:
    [f1, c1, M1]=size(Imagen_1_Final);
    [f2, c2, M2]=size(Imagen_2_Final);
    % Remuestreo:
    Imagen_2_Remuestreada=imresample([f2, c2], Imagen_2_Final, [f1, c1], 'nearest');

```

```

    % Fusiono:
    Imagen_Fusion=wfusing(Imagen_1_Final,Imagen_2_Remuestreada,'db2',5,'mean','mean');
    % Armo el nombre:
    Imagen_Resultante_Fusion=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-
4), '_Fusion.png'];

Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion=[Ruta_Resultados,'\ ',Imagen_Resultante_Fusion];
    % Guardo la imagen:
    imwrite(Imagen_Fusion,Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion);
end
% Finalizo el puntero de tiempo:
Tiempo_Algoritmo=toc;
% Almaceno la cadena de texto devuelto en la registraci3n!
Nombre_Archivo=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-4),'.txt'];
Ruta=Ruta_Resultados;
Nombre_completo=strcat(Ruta,'\ ',Nombre_Archivo);
Id=fopen(Nombre_completo,'w'); % Si existe lo sobrescribo
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Fecha: ',date]);
fprintf(Id,'%s\n',['Identificador de prueba: ',Id_Prueba,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Algoritmo: ',Nombre_algoritmo,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Fija: ',Imagen_Fija,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen M3vil: ',Imagen_Movil,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado: ',Imagen_Resultante,'']);
if Fusionar
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "SI"']);
    fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado Fusi3n: ',Imagen_Resultante_Fusion,'']);
else
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "NO"']);
end
fprintf(Id,'%s\n',['Par3metros adicionales: ',Parametros_adicionales,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Tiempo de registraci3n [s]: ',num2str(Tiempo_Algoritmo)]);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Informaci3n devuelta por la libreria: ']);
fprintf(Id,'%s\n',['']);
fprintf(Id,'%s\n',info);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
R=fclose(Id);
disp(['Prueba ',Id_Prueba,' finalizada!!!']);
% -----
% -----

```

## A-5. *Script código Algoritmo\_5*

```
% *****
% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****
% *****

% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)

% -----
% -----Algoritmo #5-----
% -----
% -----Prueba #1-----
% -----

% -----
% No tocar esta sección!!!
% Limpio memoria:
clear all
clc
close all
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)
addpath([cd, '\Archivos_ITK'])
addpath([cd, '\Imágenes_Ejemplo'])
addpath([cd, '\Auxiliares'])

% Defino carpeta de "Resultados":
mkdir([cd, '\Resultados']);
clc
Ruta_Resultados=[cd, '\Resultados'];
Ruta_ITK=[cd, '\Archivos_ITK'];

% -----
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #5"

% No tocar esta sección!!!

% Defino el nombre del algoritmo:
Nombre_algoritmo='Algoritmo_5.exe';
% Usage: Algoritmo_5 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile
%         [backgroundGrayLevel] [checkerBoardBefore] [checkerBoardAfter]
%         [useExplicitPDFderivatives] [numberOfBins] [numberOfSamples]

% -----
% Definición de parámetros!!!

% Identificación de prueba:
Id_Prueba='#1'; % Permite definir un identificador para que todos los
% resultados de esta pruebas se almacene con el mismo
% identificador en el nombre del archivo!

% Nombre imagen fija:
Imagen_Fija='020_SPET.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen fija!
% Nombre imagen móvil:
Imagen_Movil='020_MRI_T2_Movida.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen
móvil!
% Parámetros adicionales:
Parametros_adicionales=''; % Acá podés escribir el conjunto de parámetros
% adicionales para el algoritmo, son aquellos
% que en "Usage" se informan entre corchetes,
% van separados por espacios!

% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:
Fusionar=1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar
% Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
% a) Registrar las imágenes,
% b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
% c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
% "wfusing.m", consultar la documentación de la
% misma).

% -----
% Ejecución de la prueba!!
% No tocar esta sección!!!

% Inicio punteo de tiempo:
tic;
```

```

% Armo nombres completos de las imágenes fija y móvil:
Nombre_Completo_Imagen_Fija=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Fija];
Nombre_Completo_Imagen_Movil=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Movil];
% Muevo las imágenes para el ITK:
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Fija, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Movil, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Armo nombre de la imagen resultante:
Imagen_Resultante=['Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png']; %
Acá seteas el nombre del archivo de la imagen móvil!
% Armo cadena de DOS:
Cadena=[Nombre_algoritmo, ' ', Imagen_Fija, ' ', Imagen_Movil, ' ', Imagen_Resultante, '
', Parametros_adicionales];
% Cambio el directorio corriente:
cd_Anterior=cd;
cd([cd_Anterior, '\Archivos_ITK']);
% Llamo a la función:
[estado, info]=system(Cadena);
% Vuelvo al directorio corriente:
cd(cd_Anterior);
% Armo nombre completo de la imagen resultante:
Nombre_Completo_Imagen_Resultante=[Ruta_Resultados, '\Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nomb
re_algoritmo(1:end-4), '.png'];
% Muevo la imagen:
copyfile([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante], Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
% Borro archivos:
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Analisis si quiero fusionar las imágenes:
if Fusionar
    % Quiero fusionar!!!
    % Cargo ambas imágenes:
    [Imagen_1, Mapa_1]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Fija);
    [Imagen_2, Mapa_2]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
    % Analisis si están en RGB:
    if ~isempty(Mapa_1)
        % No está en RGB!
        Imagen_1_Final=ind2rgb(Imagen_1, Mapa_1);
    else
        if size(Imagen_1, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_1_AUX=Imagen_1;
            Imagen_1=zeros(size(Imagen_1_AUX, 1), size(Imagen_1_AUX, 2), 3);
            Imagen_1(:, :, 1)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 2)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 3)=Imagen_1_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_1)))>1
            Imagen_1_Final=double(Imagen_1)./255;
        else
            Imagen_1_Final=Imagen_1;
        end
    end
    if ~isempty(Mapa_2)
        % No está en RGB!
        Imagen_2_Final=ind2rgb(Imagen_2, Mapa_2);
    else
        if size(Imagen_2, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_2_AUX=Imagen_2;
            Imagen_2=zeros(size(Imagen_2_AUX, 1), size(Imagen_2_AUX, 2), 3);
            Imagen_2(:, :, 1)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 2)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 3)=Imagen_2_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_2)))>1
            Imagen_2_Final=double(Imagen_2)./255;
        else
            Imagen_2_Final=Imagen_2;
        end
    end
    % Obtengo los tamaños:
    [f1, c1, M1]=size(Imagen_1_Final);
    [f2, c2, M2]=size(Imagen_2_Final);
    % Remuestreo:
    Imagen_2_Remuestreada=imresample([f2, c2], Imagen_2_Final, [f1, c1], 'nearest');
    % Fusiono:

```

```

    Imagen_Fusion=wfusing(Imagen_1_Final,Imagen_2_Remuestreada,'db2',5,'mean','mean');
    % Armo el nombre:
    Imagen_Resultante_Fusion=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-
4),'_Fusion.png'];

Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion=[Ruta_Resultados,'\ ',Imagen_Resultante_Fusion];
    % Guardo la imagen:
    imwrite(Imagen_Fusion,Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion);
end
% Finalizo el puntero de tiempo:
Tiempo_Algoritmo=toc;
% Almaceno la cadena de texto devuelto en la registraci3n!
Nombre_Archivo=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-4),'.txt'];
Ruta=Ruta_Resultados;
Nombre_completo=strcat(Ruta,'\ ',Nombre_Archivo);
Id=fopen(Nombre_completo,'w'); % Si existe lo sobrescribo
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Fecha: ',date]);
fprintf(Id,'%s\n',['Identificador de prueba: "',Id_Prueba,'"']);
fprintf(Id,'%s\n',['Algoritmo: "',Nombre_algoritmo,'"']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Fija: "',Imagen_Fija,'"']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen M3vil: "',Imagen_Movil,'"']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado: "',Imagen_Resultante,'"']);
if Fusionar
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "SI"']);
    fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado Fusi3n: "',Imagen_Resultante_Fusion,'"']);
else
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "NO"']);
end
fprintf(Id,'%s\n',['Par3metros adicionales: "',Parametros_adicionales,'"']);
fprintf(Id,'%s\n',['Tiempo de registraci3n [s]: ',num2str(Tiempo_Algoritmo)]);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Informaci3n devuelta por la libreria: ']);
fprintf(Id,'%s\n',[' ']);
fprintf(Id,'%s\n',info);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
R=fclose(Id);
disp(['Prueba ',Id_Prueba,' finalizada!!!']);
% -----
% -----

```

## A-6. *Script código Algoritmo\_6*

```
% *****
% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****
% *****

% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)

% -----
% -----Algoritmo #6-----
% -----
% -----Prueba #1-----
% -----

% -----
% No tocar esta sección!!!
% Limpio memoria:
clear all
clc
close all
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)
addpath([cd, '\Archivos_ITK'])
addpath([cd, '\Imágenes_Ejemplo'])
addpath([cd, '\Auxiliares'])

% Defino carpeta de "Resultados":
mkdir([cd, '\Resultados']);
clc
Ruta_Resultados=[cd, '\Resultados'];
Ruta_ITK=[cd, '\Archivos_ITK'];

% -----
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #6"

% No tocar esta sección!!!

% Defino el nombre del algoritmo:
Nombre_algoritmo='Algoritmo_6.exe';
% Usage: Algoritmo_6 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile
%         [backgroundGrayLevel] [checkerboardbefore] [CheckerBoardAfter]
%         [useExplicitPDFderivatives] [numberOfBins] [numberOfSamples]

% -----
% Definición de parámetros!!!

% Identificación de prueba:
Id_Prueba='#1'; % Permite definir un identificador para que todos los
% resultados de esta pruebas se almacene con el mismo
% identificador en el nombre del archivo!

% Nombre imagen fija:
Imagen_Fija='020_SPET.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen fija!
% Nombre imagen móvil:
Imagen_Movil='020_MRI_T2_Movida.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen
móvil!
% Parámetros adicionales:
Parametros_adicionales=''; % Acá podés escribir el conjunto de parámetros
% adicionales para el algoritmo, son aquellos
% que en "Usage" se informan entre corchetes,
% van separados por espacios!

% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:
Fusionar=1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar
% Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
% a) Registrar las imágenes,
% b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
% c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
% "wfusing.m", consultar la documentación de la
% misma).

% -----
% Ejecución de la prueba!!
% No tocar esta sección!!!

% Inicio punteo de tiempo:
tic;
```

```

% Armo nombres completos de las imágenes fija y móvil:
Nombre_Completo_Imagen_Fija=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Fija];
Nombre_Completo_Imagen_Movil=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Movil];
% Muevo las imágenes para el ITK:
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Fija, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Movil, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Armo nombre de la imagen resultante:
Imagen_Resultante=['Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png']; %
Acá seteas el nombre del archivo de la imagen móvil!
% Armo cadena de DOS:
Cadena=[Nombre_algoritmo, ' ', Imagen_Fija, ' ', Imagen_Movil, ' ', Imagen_Resultante, '
', Parametros_adicionales];
% Cambio el directorio corriente:
cd_Anterior=cd;
cd([cd_Anterior, '\Archivos_ITK']);
% Llamo a la función:
[estado, info]=system(Cadena);
% Vuelvo al directorio corriente:
cd(cd_Anterior);
% Armo nombre completo de la imagen resultante:
Nombre_Completo_Imagen_Resultante=[Ruta_Resultados, '\Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nomb
re_algoritmo(1:end-4), '.png'];
% Muevo la imagen:
copyfile([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante], Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
% Borro archivos:
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Analisis si quiero fusionar las imágenes:
if Fusionar
    % Quiero fusionar!!!
    % Cargo ambas imágenes:
    [Imagen_1, Mapa_1]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Fija);
    [Imagen_2, Mapa_2]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
    % Analisis si están en RGB:
    if ~isempty(Mapa_1)
        % No está en RGB!
        Imagen_1_Final=ind2rgb(Imagen_1, Mapa_1);
    else
        if size(Imagen_1, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_1_AUX=Imagen_1;
            Imagen_1=zeros(size(Imagen_1_AUX, 1), size(Imagen_1_AUX, 2), 3);
            Imagen_1(:, :, 1)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 2)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 3)=Imagen_1_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_1)))>1
            Imagen_1_Final=double(Imagen_1)./255;
        else
            Imagen_1_Final=Imagen_1;
        end
    end
    if ~isempty(Mapa_2)
        % No está en RGB!
        Imagen_2_Final=ind2rgb(Imagen_2, Mapa_2);
    else
        if size(Imagen_2, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_2_AUX=Imagen_2;
            Imagen_2=zeros(size(Imagen_2_AUX, 1), size(Imagen_2_AUX, 2), 3);
            Imagen_2(:, :, 1)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 2)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 3)=Imagen_2_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_2)))>1
            Imagen_2_Final=double(Imagen_2)./255;
        else
            Imagen_2_Final=Imagen_2;
        end
    end
    % Obtengo los tamaños:
    [f1, c1, M1]=size(Imagen_1_Final);
    [f2, c2, M2]=size(Imagen_2_Final);
    % Remuestreo:
    Imagen_2_Remuestreada=imresample([f2, c2], Imagen_2_Final, [f1, c1], 'nearest');
    % Fusiono:

```

```

    Imagen_Fusion=wfusing(Imagen_1_Final,Imagen_2_Remuestreada,'db2',5,'mean','mean');
    % Armo el nombre:
    Imagen_Resultante_Fusion=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-
4),'_Fusion.png'];

Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion=[Ruta_Resultados,'\ ',Imagen_Resultante_Fusion];
    % Guardo la imagen:
    imwrite(Imagen_Fusion,Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion);
end
% Finalizo el puntero de tiempo:
Tiempo_Algoritmo=toc;
% Almaceno la cadena de texto devuelto en la registraci3n!
Nombre_Archivo=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-4),'.txt'];
Ruta=Ruta_Resultados;
Nombre_completo=strcat(Ruta,'\ ',Nombre_Archivo);
Id=fopen(Nombre_completo,'w'); % Si existe lo sobreescribo
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Fecha: ',date]);
fprintf(Id,'%s\n',['Identificador de prueba: ',Id_Prueba,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Algoritmo: ',Nombre_algoritmo,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Fija: ',Imagen_Fija,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen M3vil: ',Imagen_Movil,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado: ',Imagen_Resultante,'']);
if Fusionar
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "SI"']);
    fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado Fusi3n: ',Imagen_Resultante_Fusion,'']);
else
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "NO"']);
end
fprintf(Id,'%s\n',['Par3metros adicionales: ',Parametros_adicionales,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Tiempo de registraci3n [s]: ',num2str(Tiempo_Algoritmo)]);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Informaci3n devuelta por la libreria: ']);
fprintf(Id,'%s\n',[' ']);
fprintf(Id,'%s\n',info);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
R=fclose(Id);
disp(['Prueba ',Id_Prueba,' finalizada!!!']);
% -----
% -----

```

## A-7. *Script código Algoritmo\_7*

```
% *****
% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****
% *****

% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)

% -----
% -----Algoritmo #7-----
% -----
% -----Prueba #1-----
% -----

% -----
% No tocar esta sección!!!
% Limpio memoria:
clear all
clc
close all
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)
addpath([cd, '\Archivos_ITK'])
addpath([cd, '\Imágenes_Ejemplo'])
addpath([cd, '\Auxiliares'])

% Defino carpeta de "Resultados":
mkdir([cd, '\Resultados']);
clc
Ruta_Resultados=[cd, '\Resultados'];
Ruta_ITK=[cd, '\Archivos_ITK'];

% -----
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #7"

% No tocar esta sección!!!

% Defino el nombre del algoritmo:
Nombre_algoritmo='Algoritmo_7.exe';
% Usage: Algoritmo_7 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile
%          [differenceAfterRegistration] [differenceBeforeRegistration]
%          [initialStepLength]

% -----
% Definición de parámetros!!!

% Identificación de prueba:
Id_Prueba='#1'; % Permite definir un identificador para que todos los
% resultados de esta pruebas se almacene con el mismo
% identificador en el nombre del archivo!

% Nombre imagen fija:
Imagen_Fija='020_SPET.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen fija!
% Nombre imagen móvil:
Imagen_Movil='020_MRI_T2_Movida.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen
móvil!
% Parámetros adicionales:
Parametros_adicionales=''; % Acá podés escribir el conjunto de parámetros
% adicionales para el algoritmo, son aquellos
% que en "Usage" se informan entre corchetes,
% van separados por espacios!

% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:
Fusionar=1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar
% Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
% a) Registrar las imágenes,
% b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
% c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
% "wfusing.m", consultar la documentación de la
% misma).

% -----
% Ejecución de la prueba!!
% No tocar esta sección!!!

% Inicio punteo de tiempo:
tic;
```

```

% Armo nombres completos de las imágenes fija y móvil:
Nombre_Completo_Imagen_Fija=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Fija];
Nombre_Completo_Imagen_Movil=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Movil];
% Muevo las imágenes para el ITK:
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Fija, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Movil, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Armo nombre de la imagen resultante:
Imagen_Resultante=['Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png']; %
Acá seteas el nombre del archivo de la imagen móvil!
% Armo cadena de DOS:
Cadena=[Nombre_algoritmo, ' ', Imagen_Fija, ' ', Imagen_Movil, ' ', Imagen_Resultante, '
', Parametros_adicionales];
% Cambio el directorio corriente:
cd_Anterior=cd;
cd([cd_Anterior, '\Archivos_ITK']);
% Llamo a la función:
[estado, info]=system(Cadena);
% Vuelvo al directorio corriente:
cd(cd_Anterior);
% Armo nombre completo de la imagen resultante:
Nombre_Completo_Imagen_Resultante=[Ruta_Resultados, '\Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nomb
re_algoritmo(1:end-4), '.png'];
% Muevo la imagen:
copyfile([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante], Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
% Borro archivos:
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Analisis si quiero fusionar las imágenes:
if Fusionar
    % Quiero fusionar!!!
    % Cargo ambas imágenes:
    [Imagen_1, Mapa_1]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Fija);
    [Imagen_2, Mapa_2]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
    % Analisis si están en RGB:
    if ~isempty(Mapa_1)
        % No está en RGB!
        Imagen_1_Final=ind2rgb(Imagen_1, Mapa_1);
    else
        if size(Imagen_1, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_1_AUX=Imagen_1;
            Imagen_1=zeros(size(Imagen_1_AUX, 1), size(Imagen_1_AUX, 2), 3);
            Imagen_1(:, :, 1)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 2)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 3)=Imagen_1_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_1)))>1
            Imagen_1_Final=double(Imagen_1)./255;
        else
            Imagen_1_Final=Imagen_1;
        end
    end
    if ~isempty(Mapa_2)
        % No está en RGB!
        Imagen_2_Final=ind2rgb(Imagen_2, Mapa_2);
    else
        if size(Imagen_2, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_2_AUX=Imagen_2;
            Imagen_2=zeros(size(Imagen_2_AUX, 1), size(Imagen_2_AUX, 2), 3);
            Imagen_2(:, :, 1)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 2)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 3)=Imagen_2_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_2)))>1
            Imagen_2_Final=double(Imagen_2)./255;
        else
            Imagen_2_Final=Imagen_2;
        end
    end
    % Obtengo los tamaños:
    [f1, c1, M1]=size(Imagen_1_Final);
    [f2, c2, M2]=size(Imagen_2_Final);
    % Remuestreo:
    Imagen_2_Remuestreada=imresample([f2, c2], Imagen_2_Final, [f1, c1], 'nearest');
    % Fusiono:

```

```

    Imagen_Fusion=wfusing(Imagen_1_Final,Imagen_2_Remuestreada,'db2',5,'mean','mean');
    % Armo el nombre:
    Imagen_Resultante_Fusion=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-
4),'_Fusion.png'];

Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion=[Ruta_Resultados,'\ ',Imagen_Resultante_Fusion];
    % Guardo la imagen:
    imwrite(Imagen_Fusion,Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion);
end
% Finalizo el puntero de tiempo:
Tiempo_Algoritmo=toc;
% Almaceno la cadena de texto devuelto en la registraci3n!
Nombre_Archivo=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-4),'.txt'];
Ruta=Ruta_Resultados;
Nombre_completo=strcat(Ruta,'\ ',Nombre_Archivo);
Id=fopen(Nombre_completo,'w'); % Si existe lo sobreescribo
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Fecha: ',date]);
fprintf(Id,'%s\n',['Identificador de prueba: ',Id_Prueba,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Algoritmo: ',Nombre_algoritmo,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Fija: ',Imagen_Fija,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen M3vil: ',Imagen_Movil,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado: ',Imagen_Resultante,'']);
if Fusionar
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "SI"']);
    fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado Fusi3n: ',Imagen_Resultante_Fusion,'']);
else
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "NO"']);
end
end
fprintf(Id,'%s\n',['Par3metros adicionales: ',Parametros_adicionales,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Tiempo de registraci3n [s]: ',num2str(Tiempo_Algoritmo)]);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Informaci3n devuelta por la libreria: ']);
fprintf(Id,'%s\n',['']);
fprintf(Id,'%s\n',info);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
R=fclose(Id);
disp(['Prueba ',Id_Prueba,' finalizada!!!']);
% -----
% -----

```

## A-8. *Script código Algoritmo\_8*

```
% *****
% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****
% *****

% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)

% -----
% -----Algoritmo #8-----
% -----
% -----Prueba #1-----
% -----

% -----
% No tocar esta sección!!!
% Limpio memoria:
clear all
clc
close all
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)
addpath([cd, '\Archivos_ITK'])
addpath([cd, '\Imágenes_Ejemplo'])
addpath([cd, '\Auxiliares'])

% Defino carpeta de "Resultados":
mkdir([cd, '\Resultados']);
clc
Ruta_Resultados=[cd, '\Resultados'];
Ruta_ITK=[cd, '\Archivos_ITK'];

% -----
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #8"

% No tocar esta sección!!!

% Defino el nombre del algoritmo:
Nombre_algoritmo='Algoritmo_8.exe';
% Usage: Algoritmo_8 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile
%          [differenceBeforeRegistration] [differenceAfterRegistration]

% -----
% Definición de parámetros!!!

% Identificación de prueba:
Id_Prueba='#1'; % Permite definir un identificador para que todos los
                % resultados de esta pruebas se almacene con el mismo
                % identificador en el nombre del archivo!

% Nombre imagen fija:
Imagen_Fija='020_SPET.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen fija!
% Nombre imagen móvil:
Imagen_Movil='020_MRI_T2_Movida.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen
móvil!

% Parámetros adicionales:
Parametros_adicionales=''; % Acá podés escribir el conjunto de parámetros
                           % adicionales para el algoritmo, son aquellos
                           % que en "Usage" se informan entre corchetes,
                           % van separados por espacios!

% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:
Fusionar=1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar
            % Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
            %     a) Registrar las imágenes,
            %     b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
            %     c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
            %         "wfusimg.m", consultar la documentación de la
            %         misma).

% -----
% Ejecución de la prueba!!
% No tocar esta sección!!!

% Inicio punteo de tiempo:
tic;
% Armo nombres completos de las imágenes fija y móvil:
```

```

Nombre_Completo_Imagen_Fija=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Fija];
Nombre_Completo_Imagen_Movil=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Movil];
% Muevo las imágenes para el ITK:
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Fija, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Movil, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Armo nombre de la imagen resultante:
Imagen_Resultante=['Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png']; %
Acá seteas el nombre del archivo de la imagen móvil!
% Armo cadena de DOS:
Cadena=[Nombre_algoritmo, ' ', Imagen_Fija, ' ', Imagen_Movil, ' ', Imagen_Resultante, '
', Parametros_adicionales];
% Cambio el directorio corriente:
cd_Anterior=cd;
cd([cd_Anterior, '\Archivos_ITK']);
% Llamo a la función:
[estado, info]=system(Cadena);
% Vuelvo al directorio corriente:
cd(cd_Anterior);
% Armo nombre completo de la imagen resultante:
Nombre_Completo_Imagen_Resultante=[Ruta_Resultados, '\Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nomb
re_algoritmo(1:end-4), '.png'];
% Muevo la imagen:
copyfile([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante], Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
% Borro archivos:
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Analizo si quiero fusionar las imágenes:
if Fusionar
    % Quiero fusionar!!!
    % Cargo ambas imágenes:
    [Imagen_1, Mapa_1]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Fija);
    [Imagen_2, Mapa_2]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
    % Analizo si están en RGB:
    if ~isempty(Mapa_1)
        % No está en RGB!
        Imagen_1_Final=ind2rgb(Imagen_1, Mapa_1);
    else
        if size(Imagen_1, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_1_AUX=Imagen_1;
            Imagen_1=zeros(size(Imagen_1_AUX, 1), size(Imagen_1_AUX, 2), 3);
            Imagen_1(:, :, 1)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 2)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 3)=Imagen_1_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_1)))>1
            Imagen_1_Final=double(Imagen_1)./255;
        else
            Imagen_1_Final=Imagen_1;
        end
    end
    if ~isempty(Mapa_2)
        % No está en RGB!
        Imagen_2_Final=ind2rgb(Imagen_2, Mapa_2);
    else
        if size(Imagen_2, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_2_AUX=Imagen_2;
            Imagen_2=zeros(size(Imagen_2_AUX, 1), size(Imagen_2_AUX, 2), 3);
            Imagen_2(:, :, 1)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 2)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 3)=Imagen_2_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_2)))>1
            Imagen_2_Final=double(Imagen_2)./255;
        else
            Imagen_2_Final=Imagen_2;
        end
    end
    % Obtengo los tamaños:
    [f1, c1, M1]=size(Imagen_1_Final);
    [f2, c2, M2]=size(Imagen_2_Final);
    % Remuestreo:
    Imagen_2_Remuestreada=imresample([f2, c2], Imagen_2_Final, [f1, c1], 'nearest');
    % Fusión:
    Imagen_Fusion=wfusing(Imagen_1_Final, Imagen_2_Remuestreada, 'db2', 5, 'mean', 'mean');

```

```

    % Armo el nombre:
    Imagen_Resultante_Fusion=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-
4), '_Fusion.png'];

Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion=[Ruta_Resultados,'\ ',Imagen_Resultante_Fusion];
    % Guardo la imagen:
    imwrite(Imagen_Fusion,Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion);
end
% Finalizo el puntero de tiempo:
Tiempo_Algoritmo=toc;
% Almaceno la cadena de texto devuelto en la registraci3n!
Nombre_Archivo=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-4), '.txt'];
Ruta=Ruta_Resultados;
Nombre_completo=strcat(Ruta,'\ ',Nombre_Archivo);
Id=fopen(Nombre_completo,'w'); % Si existe lo sobrescribo
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Fecha: ',date]);
fprintf(Id,'%s\n', ['Identificador de prueba: ', Id_Prueba, '']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Algoritmo: ', Nombre_algoritmo, '']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Imagen Fija: ', Imagen_Fija, '']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Imagen M3vil: ', Imagen_Movil, '']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Imagen Resultado: ', Imagen_Resultante, '']);
if Fusionar
    fprintf(Id,'%s\n', ['Fusi3n: "SI"']);
    fprintf(Id,'%s\n', ['Imagen Resultado Fusi3n: ', Imagen_Resultante_Fusion, '']);
else
    fprintf(Id,'%s\n', ['Fusi3n: "NO"']);
end
fprintf(Id,'%s\n', ['Par3metros adicionales: ', Parametros_adicionales, '']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Tiempo de registraci3n [s]: ', num2str(Tiempo_Algoritmo)]);
fprintf(Id,'%s\n', ['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Informaci3n devuelta por la libreria: ']);
fprintf(Id,'%s\n', ['']);
fprintf(Id,'%s\n', info);
fprintf(Id,'%s\n', ['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n', ['*****
*****']);
R=fclose(Id);
disp(['Prueba ', Id_Prueba, ' finalizada!!!']);
% -----
% -----

```

## A-9. *Script código Algoritmo\_9*

```
% *****
% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****
% *****

% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)

% -----
% -----Algoritmo #9-----
% -----
% -----Prueba #1-----
% -----

% -----
% No tocar esta sección!!!
% Limpio memoria:
clear all
clc
close all
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)
addpath([cd, '\Archivos_ITK'])
addpath([cd, '\Imágenes_Ejemplo'])
addpath([cd, '\Auxiliares'])

% Defino carpeta de "Resultados":
mkdir([cd, '\Resultados']);
clc
Ruta_Resultados=[cd, '\Resultados'];
Ruta_ITK=[cd, '\Archivos_ITK'];

% -----
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #9"

% No tocar esta sección!!!

% Defino el nombre del algoritmo:
Nombre_algoritmo='Algoritmo_9.exe';
% Usage: Algoritmo_9 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile
% [differenceBeforeRegistration] [differenceAfterRegistration]
% [stepLength] [maxNumberOfIterations]

% -----
% Definición de parámetros!!!

% Identificación de prueba:
Id_Prueba='#1'; % Permite definir un identificador para que todos los
% resultados de esta pruebas se almacene con el mismo
% identificador en el nombre del archivo!

% Nombre imagen fija:
Imagen_Fija='020_SPET.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen fija!
% Nombre imagen móvil:
Imagen_Movil='020_MRI_T2_Movida.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen
móvil!
% Parámetros adicionales:
Parametros_adicionales=''; % Acá podés escribir el conjunto de parámetros
% adicionales para el algoritmo, son aquellos
% que en "Usage" se informan entre corchetes,
% van separados por espacios!

% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:
Fusionar=1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar
% Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
% a) Registrar las imágenes,
% b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
% c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
% "wfusing.m", consultar la documentación de la
% misma).

% -----
% Ejecución de la prueba!!
% No tocar esta sección!!!

% Inicio punteo de tiempo:
tic;
```

```

% Armo nombres completos de las imágenes fija y móvil:
Nombre_Completo_Imagen_Fija=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Fija];
Nombre_Completo_Imagen_Movil=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Movil];
% Muevo las imágenes para el ITK:
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Fija, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Movil, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Armo nombre de la imagen resultante:
Imagen_Resultante=['Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png']; %
Acá seteas el nombre del archivo de la imagen móvil!
% Armo cadena de DOS:
Cadena=[Nombre_algoritmo, ' ', Imagen_Fija, ' ', Imagen_Movil, ' ', Imagen_Resultante, '
', Parametros_adicionales];
% Cambio el directorio corriente:
cd_Anterior=cd;
cd([cd_Anterior, '\Archivos_ITK']);
% Llamo a la función:
[estado, info]=system(Cadena);
% Vuelvo al directorio corriente:
cd(cd_Anterior);
% Armo nombre completo de la imagen resultante:
Nombre_Completo_Imagen_Resultante=[Ruta_Resultados, '\Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nomb
re_algoritmo(1:end-4), '.png'];
% Muevo la imagen:
copyfile([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante], Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
% Borro archivos:
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Analisis si quiero fusionar las imágenes:
if Fusionar
    % Quiero fusionar!!!
    % Cargo ambas imágenes:
    [Imagen_1, Mapa_1]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Fija);
    [Imagen_2, Mapa_2]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
    % Analisis si están en RGB:
    if ~isempty(Mapa_1)
        % No está en RGB!
        Imagen_1_Final=ind2rgb(Imagen_1, Mapa_1);
    else
        if size(Imagen_1, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_1_AUX=Imagen_1;
            Imagen_1=zeros(size(Imagen_1_AUX, 1), size(Imagen_1_AUX, 2), 3);
            Imagen_1(:, :, 1)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 2)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 3)=Imagen_1_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_1)))>1
            Imagen_1_Final=double(Imagen_1)./255;
        else
            Imagen_1_Final=Imagen_1;
        end
    end
    if ~isempty(Mapa_2)
        % No está en RGB!
        Imagen_2_Final=ind2rgb(Imagen_2, Mapa_2);
    else
        if size(Imagen_2, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_2_AUX=Imagen_2;
            Imagen_2=zeros(size(Imagen_2_AUX, 1), size(Imagen_2_AUX, 2), 3);
            Imagen_2(:, :, 1)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 2)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 3)=Imagen_2_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_2)))>1
            Imagen_2_Final=double(Imagen_2)./255;
        else
            Imagen_2_Final=Imagen_2;
        end
    end
    % Obtengo los tamaños:
    [f1, c1, M1]=size(Imagen_1_Final);
    [f2, c2, M2]=size(Imagen_2_Final);
    % Remuestreo:
    Imagen_2_Remuestreada=imresample([f2, c2], Imagen_2_Final, [f1, c1], 'nearest');
    % Fusiono:

```

```

    Imagen_Fusion=wfusimg(Imagen_1_Final,Imagen_2_Remuestreada,'db2',5,'mean','mean');
    % Armo el nombre:
    Imagen_Resultante_Fusion=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-
4),'_Fusion.png'];

Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion=[Ruta_Resultados,'\ ',Imagen_Resultante_Fusion];
    % Guardo la imagen:
    imwrite(Imagen_Fusion,Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion);
end
% Finalizo el puntero de tiempo:
Tiempo_Algoritmo=toc;
% Almaceno la cadena de texto devuelto en la registraci3n!
Nombre_Archivo=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-4),'.txt'];
Ruta=Ruta_Resultados;
Nombre_completo=strcat(Ruta,'\ ',Nombre_Archivo);
Id=fopen(Nombre_completo,'w'); % Si existe lo sobreescribo
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Fecha: ',date]);
fprintf(Id,'%s\n',['Identificador de prueba: ',Id_Prueba,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Algoritmo: ',Nombre_algoritmo,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Fija: ',Imagen_Fija,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen M3vil: ',Imagen_Movil,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado: ',Imagen_Resultante,'']);
if Fusionar
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "SI"']);
    fprintf(Id,'%s\n',['Imagen Resultado Fusi3n: ',Imagen_Resultante_Fusion,'']);
else
    fprintf(Id,'%s\n',['Fusi3n: "NO"']);
end
end
fprintf(Id,'%s\n',['Par3metros adicionales: ',Parametros_adicionales,'']);
fprintf(Id,'%s\n',['Tiempo de registraci3n [s]: ',num2str(Tiempo_Algoritmo)]);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['Informaci3n devuelta por la libreria: ']);
fprintf(Id,'%s\n',['']);
fprintf(Id,'%s\n',info);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
R=fclose(Id);
disp(['Prueba ',Id_Prueba,' finalizada!!!']);
% -----
% -----

```

## A-10. *Script código Algoritmo\_10*

```
% *****
% ***** SCRIPT PARA REALIZAR LAS PRUEBAS *****
% *****

% Fecha: 20/05/2014 (Ir cambiado la fecha)

% -----
% -----Algoritmo #10-----
% -----
% -----Prueba #1-----
% -----

% -----
% No tocar esta sección!!!
% Limpio memoria:
clear all
clc
close all
% Agrego la rutas donde están los archivos (copiar siempre las carpetas)
addpath([cd, '\Archivos_ITK'])
addpath([cd, '\Imágenes_Ejemplo'])
addpath([cd, '\Auxiliares'])

% Defino carpeta de "Resultados":
mkdir([cd, '\Resultados']);
clc
Ruta_Resultados=[cd, '\Resultados'];
Ruta_ITK=[cd, '\Archivos_ITK'];

% -----
% Algoritmo correspondiente: "Algoritmo #10"

% No tocar esta sección!!!

% Defino el nombre del algoritmo:
Nombre_algoritmo='Algoritmo_10.exe';
% Usage: Algoritmo_10 fixedImageFile movingImageFile outputImagefile
% [initialTx] [initialTy][useExplicitPDFderivatives]

% -----
% Definición de parámetros!!!

% Identificación de prueba:
Id_Prueba='#1'; % Permite definir un identificador para que todos los
% resultados de esta pruebas se almacene con el mismo
% identificador en el nombre del archivo!

% Nombre imagen fija:
Imagen_Fija='020_SPET.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen fija!
% Nombre imagen móvil:
Imagen_Movil='020_MRI_T2_Movida.png'; % Acá seteas el nombre del archivo de la imagen
móvil!

% Parámetros adicionales:
Parametros_adicionales=''; % Acá podés escribir el conjunto de parámetros
% adicionales para el algoritmo, son aquellos
% que en "Usage" se informan entre corchetes,
% van separados por espacios!

% Defino si quiero fusionar ambas imágenes luego de la registración:
Fusionar=1; % 0=No fusionar, 1=Fusionar
% Recordar que fusionar implica realizar lo siguiente:
% a) Registrar las imágenes,
% b) Remuestrearlas (llevarlas al mismo tamaño),
% c) Fusionarlas (en este caso usaremos la función
% "wfusimg.m", consultar la documentación de la
% misma).

% -----
% Ejecución de la prueba!!
% No tocar esta sección!!!

% Inicio punteo de tiempo:
tic;
% Armo nombres completos de las imágenes fija y móvil:
```

```

Nombre_Completo_Imagen_Fija=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Fija];
Nombre_Completo_Imagen_Movil=[cd, '\Imágenes_Ejemplo\', Imagen_Movil];
% Muevo las imágenes para el ITK:
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Fija, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
copyfile(Nombre_Completo_Imagen_Movil, [Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Armo nombre de la imagen resultante:
Imagen_Resultante=['Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nombre_algoritmo(1:end-4), '.png']; %
Acá seteas el nombre del archivo de la imagen móvil!
% Armo cadena de DOS:
Cadena=[Nombre_algoritmo, ' ', Imagen_Fija, ' ', Imagen_Movil, ' ', Imagen_Resultante, '
', Parametros_adicionales];
% Cambio el directorio corriente:
cd_Anterior=cd;
cd([cd_Anterior, '\Archivos_ITK']);
% Llamo a la función:
[estado, info]=system(Cadena);
% Vuelvo al directorio corriente:
cd(cd_Anterior);
% Armo nombre completo de la imagen resultante:
Nombre_Completo_Imagen_Resultante=[Ruta_Resultados, '\Resultado_Test_', Id_Prueba, '_', Nomb
re_algoritmo(1:end-4), '.png'];
% Muevo la imagen:
copyfile([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante], Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
% Borro archivos:
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Resultante]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Fija]);
delete([Ruta_ITK, '\', Imagen_Movil]);
% Analizo si quiero fusionar las imágenes:
if Fusionar
    % Quiero fusionar!!!
    % Cargo ambas imágenes:
    [Imagen_1, Mapa_1]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Fija);
    [Imagen_2, Mapa_2]=imread(Nombre_Completo_Imagen_Resultante);
    % Analizo si están en RGB:
    if ~isempty(Mapa_1)
        % No está en RGB!
        Imagen_1_Final=ind2rgb(Imagen_1, Mapa_1);
    else
        if size(Imagen_1, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_1_AUX=Imagen_1;
            Imagen_1=zeros(size(Imagen_1_AUX, 1), size(Imagen_1_AUX, 2), 3);
            Imagen_1(:, :, 1)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 2)=Imagen_1_AUX;
            Imagen_1(:, :, 3)=Imagen_1_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_1)))>1
            Imagen_1_Final=double(Imagen_1)./255;
        else
            Imagen_1_Final=Imagen_1;
        end
    end
    if ~isempty(Mapa_2)
        % No está en RGB!
        Imagen_2_Final=ind2rgb(Imagen_2, Mapa_2);
    else
        if size(Imagen_2, 3)==1
            % Está en grises:
            Imagen_2_AUX=Imagen_2;
            Imagen_2=zeros(size(Imagen_2_AUX, 1), size(Imagen_2_AUX, 2), 3);
            Imagen_2(:, :, 1)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 2)=Imagen_2_AUX;
            Imagen_2(:, :, 3)=Imagen_2_AUX;
        end
        if max(max(max(Imagen_2)))>1
            Imagen_2_Final=double(Imagen_2)./255;
        else
            Imagen_2_Final=Imagen_2;
        end
    end
    % Obtengo los tamaños:
    [f1, c1, M1]=size(Imagen_1_Final);
    [f2, c2, M2]=size(Imagen_2_Final);
    % Remuestreo:
    Imagen_2_Remuestreada=imresample([f2, c2], Imagen_2_Final, [f1, c1], 'nearest');
    % Fusión:
    Imagen_Fusion=wfusing(Imagen_1_Final, Imagen_2_Remuestreada, 'db2', 5, 'mean', 'mean');

```

```

    % Armo el nombre:
    Imagen_Resultante_Fusion=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-
4), '_Fusion.png'];

Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion=[Ruta_Resultados,'\',Imagen_Resultante_Fusion];
    % Guardo la imagen:
    imwrite(Imagen_Fusion,Nombre_Completo_Imagen_Resultante_Fusion);
end
% Finalizo el puntero de tiempo:
Tiempo_Algoritmo=toc;
% Almaceno la cadena de texto devuelto en la registraci3n!
Nombre_Archivo=['Resultado_Test_',Id_Prueba,'_',Nombre_algoritmo(1:end-4),'.txt'];
Ruta=Ruta_Resultados;
Nombre_completo=strcat(Ruta,'\ ',Nombre_Archivo);
Id=fopen(Nombre_completo,'w'); % Si existe lo sobrescribo
fprintf(Id,'%s\n',['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Fecha: ',date]);
fprintf(Id,'%s\n', ['Identificador de prueba: ',Id_Prueba,'']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Algoritmo: ',Nombre_algoritmo,'']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Imagen Fija: ',Imagen_Fija,'']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Imagen M3vil: ',Imagen_Movil,'']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Imagen Resultado: ',Imagen_Resultante,'']);
if Fusionar
    fprintf(Id,'%s\n', ['Fusi3n: "SI"']);
    fprintf(Id,'%s\n', ['Imagen Resultado Fusi3n: ',Imagen_Resultante_Fusion,'']);
else
    fprintf(Id,'%s\n', ['Fusi3n: "NO"']);
end
fprintf(Id,'%s\n', ['Par3metros adicionales: ',Parametros_adicionales,'']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Tiempo de registraci3n [s]: ',num2str(Tiempo_Algoritmo)]);
fprintf(Id,'%s\n', ['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n', ['Informaci3n devuelta por la libreria: ']);
fprintf(Id,'%s\n', ['']);
fprintf(Id,'%s\n', info);
fprintf(Id,'%s\n', ['*****
*****']);
fprintf(Id,'%s\n', ['*****
*****']);
R=fclose (Id);
disp(['Prueba ',Id_Prueba,' finalizada!!!']);
% -----
% -----

```

**ANEXO B: Tablas de resultados de valores de las métricas**

**B-1: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y rotada CASO\_1**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	19,5359	0,0742538	2016,55	-0,0580637	-0,460986	-0,458685	19,5694	1023,76	870,03	-0,291053
19	20,8773	0,0831869	1925,26	-0,0710238	-0,47449	-0,443318	1101,95	41,6072	780,276	-0,30617
20	19,9535	0,111298	1984,73	-0,0729427	-0,527047	-0,521678	954,095	891,298	771,643	-0,357854
21	21,9176	0,0935143	2396,57	-0,0888535	-0,51607	-0,537317	1087,4	976,836	793,51	-0,365064
22	23,519	0,0892231	2831,47	-0,0875675	-0,537423	-0,537873	23,5235	23,5199	733,586	-0,346726
23	24,1846	0,115589	3391,48	-0,0844929	-0,567274	-0,574184	1563,55	1246,85	887,789	-0,382579
24	25,9498	0,10615	3270,49	-0,136433	-0,549138	-0,574315	1855,51	1629,08	1495,88	
25	23,2416	0,0827029	2301,48	-0,0917703	-0,580222	-0,560062	23,2476	1704,4	1574,4	-0,372499
26	22,1816	0,101193	2248,23	-0,106232	-0,600001	-0,568396	22,178	1661,56	1107,34	-0,391807
27	22,5117	0,0899902	3078,97	-0,0931668	-0,56108	-0,553858	22,5135	1574,07	1384,72	-0,424299
28	20,0982	0,111215	3183,32	-0,33699	-0,598187	-0,61086	20,114	1333,5	986,902	-0,407229
29	19,8729	0,110049	2094,58	-0,113765	-0,609136	-0,616261	19,875	1235,13	20,2046	-0,417938
30	20,28	0,131401	3220,59	-0,23859	-0,613336	-0,614737	20,2811	1227,89	1043,34	-0,42513
31	18,3634	0,132969	2967,75	-0,156808	-0,637653	-0,63495	18,368	18,4483	975,079	-0,445974
32	17,1754	0,125108	3036,29	-0,386159	-0,638124	-0,645628	615,155	1098,88	976,757	-0,461303
33	17,382	0,130544	2530,73	-0,0868134	-0,639772	-0,64659	17,3973	1129,61	17,3719	-0,469446

Fuente: Edgar Román

**B-2: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y rotada CASO\_3**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	1,91545	0,0203969	96,4553	-0,24268	-0,369801	-0,366568	1,91539	1,91854	34,6295	-0,234521
19	3,04431	-0,00140005	172,319	-0,0535916	-0,404782	-0,399512	3,04476	3,04463	77,8148	-0,270316
20	3,51747	-0,00473795	265,925	-0,0475256	-0,403709	-0,406295	3,51861	3,51939	73,4546	-0,27634
21	3,84928	0,0216652	326,604	-0,0359056	-0,415316	-0,4167	3,84947	3,84847	62,3517	-0,280326
22	6,26965	0,010213	3491,53	-0,0505817	-0,397026	-0,40645	6,26988	6,27039	89,593	-0,26227
23	5,21553	0,0327124	538,364	-0,0726307	-0,461894	-0,458979	5,22102	5,23839	71,0126	-0,299305
24	6,92185	0,0212367	3810	-0,256945	-0,477468	-0,480662	6,92227	6,93017	84,381	-0,30979
25	8,16513	0,024264	3132,68	-0,247877	-0,507884	-0,496572	8,16508	8,16502	43,0237	-0,346736
26	8,5613	0,0824713	3753,69	-0,354405	-0,514263	-0,519716	8,56866	8,56909	216,358	-0,363131
27	13,6347	0,089749	3581,97	-0,353226	-0,513369	-0,507072	13,6371	13,638	319,497	-0,368669
28	10,8797	0,0968677	3605,23	-0,401671	-0,543398	-0,541393	10,8868	10,8866	341,796	-0,386758
29	14,9107	0,107241	3804,91	-0,370999	-0,545408	-0,555076	14,9219	14,9214	315,815	-0,390022
30	14,7843	0,114412	4640,11	-0,179796	-0,570131	-0,569751	14,7978	14,7985	113,545	-0,406928
31	14,4275	0,123269	4029,02	-0,438921	-0,586104	-0,589328	14,4494	14,4495	450,818	-0,426163
32	21,2024	0,128734	1859,23	-0,434044	-0,591064	-0,587089	21,2723	21,2723	21,217	-0,437561
33	16,657	0,114107	96,4553	-0,455746	-0,605139	-0,605662	16,6587	16,6581	311,579	-0,456437

Fuente: Edgar Román

**B-3: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y rotada CASO\_20**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
08	111,089	0,0724717	11801,9	-0,0805776	-0,459149	-0,456552	111,082	111,075	111,048	-0,377015
09	97,8517	0,085425	10598,6	-0,129722	-0,526479	-0,522348	97,8112	97,934	391,43	-0,436329
10	93,3735	0,100971	11513	-0,132015	-0,571077	-0,573961	93,3734	93,3818	4912,46	-0,461738
11	82,0575	0,131286	11803,9	-0,170638	-0,628235	-0,624717	4528,07	4528,05	4016,28	-0,528403
12	75,4189	0,140488	4883,11	-0,201631	-0,724684	-0,714294	75,2881	75,2826	75,4057	-0,640695
13	69,5643	0,137804	13365,2	-0,195147	-0,715102	-0,700318	69,5364	69,7619	1711,46	-0,656858
14	63,2324	0,100541	4415,1	-0,214694	-0,744399	-0,727728	63,228	63,2547	201,109	-0,653933
15	65,5949	0,0773775	10804,5	-0,15023	-0,748628	-0,753444	65,6672	65,6685	65,5973	-0,650583
16	7409,87	0,0634279	4084,62	-0,428514	-0,784419	-0,774893	60,2746	60,2884	60,3442	-0,670414
17	7883,3	0,115034	3597,97	-0,222294	-0,797467	-0,807112	58,8062	58,8051	58,8703	-0,710858
18	54,3508	0,13718	3282,27	-0,247105	-0,771597	-0,773869	54,3678	54,3837	54,3985	-0,688007
19	14531,9	0,16145	2914,08	-0,489357	-0,760152	-0,752174	47,9652	47,9657	48,3863	-0,692087
20	44,0318	0,157383	2637,59	-0,289552	-0,713439	-0,705172	44,0528	44,0347	43,9405	-0,643902
21	38,8806	0,127581	2239,74	-0,335972	-0,682248	-0,678889	39,078	39,0411	38,8578	-0,601315
22	33,7016	0,103975	2266,8	-0,162067	-0,555939	-0,55051	33,7493	33,7038	33,7076	-0,491213
23	28,4439	0,0844498	2218,09	-0,0564087	-0,392249	-0,390522	28,464	28,4622	28,5783	-0,361401

Fuente: Edgar Román

**B-4: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y rotada CASO\_35**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
07	21,5028	0,0834943	4284,01	-0,288583	-0,55508	-0,535353	21,4977	2354,73	2350,71	-0,389229
08	20,9377	0,0938846	2914,74	-0,345447	-0,547897	-0,546375	20,9335	20,9372	1501,23	-0,395181
09	22,2394	0,117615	3737,97	-0,108859	-0,575649	-0,557234	22,2444	187,134	1203,09	-0,41622
10	23,8365	0,109042	3388,28	-0,27359	-0,553389	-0,56792	23,8337	2069,94	23,8286	-0,418927
11	25,3451	0,129165	4799,37	-0,287513	-0,572679	-0,564514	25,3419	25,3762	25,3417	-0,424168
12	22,738	0,128132	3810,76	-0,252408	-0,584123	-0,594349	22,7397	22,7445	22,7235	-0,432467
13	20,6159	0,119646	4445,99	-0,185586	-0,619041	-0,602087	20,6204	20,6116	20,5855	-0,455942
14	16,1822	0,106822	3853,08	-0,237599	-0,612034	-0,61361	16,1893	16,1902	16,1812	-0,448092
15	13,8725	0,0761543	4137,58	-0,310948	-0,608139	-0,607506	13,87	13,878	13,8643	-0,451394
16	11,6097	0,0917412	1885,11	-0,392635	-0,621252	-0,618715	11,612	11,6138	11,6084	-0,443705
17	10,1858	0,100387	1897,85	-0,395864	-0,618918	-0,630935	10,1876	10,1934	10,1831	-0,436701
18	8,3335	0,0817632	1514,57	-0,387423	-0,603792	-0,615535	8,33472	8,33365	8,32996	-0,426266
19	7,21134	0,0623594	1329,66	-0,398553	-0,576686	-0,578704	7,21116	7,21096	7,21226	-0,401724
20	5,19719	0,0269994	639,424	-0,189491	-0,499008	-0,507432	5,19694	5,19727	5,19694	-0,334782
21	3,80234	0,00397228	1195,69	-0,0316039	-0,416701	-0,415995	3,80206	3,80192	3,80135	-0,247202
22	1,62884	-0,00332012	1073,57	-0,016621	-0,350247	-0,353001	1,62843	1,62831	1,6282	-0,022857

Fuente: Edgar Román

**B-5: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y trasladada CASO\_1**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	2,36767e-027	0,0377774	2808,96	-0,0213128	-1,91798	-1,91608	1412,19	2,36767e-027	2,36767e-027	-0,0890801
19	2,63382e-027	0,0437482	2988,41	-0,0210261	-1,92577	-1,92556	1583,35	2,63382e-027	2,63382e-027	-0,961394
20	2,46543e-027	0,0455457	2906,97	-0,0247441	-0,309933	-1,95169	1429,6	2,46543e-027	2,46543e-027	-0,0900494
21	0	0,0424368	3138,5	-0,023011	-1,97038	-1,9646	1691,96	0	0	-1,02007
22	2,71702e-027	0,0361845	2312,28	-0,0266933	-1,96491	-1,94428	2512,27	2,71702e-027	2,71702e-027	-1,03842
23	3,33676e-027	0,0337056	3906,57	-0,0281287	-2,02412	-2,02338	2859,24	3,33676e-027	3,33676e-027	-1,06371
24	3,43824e-027	0,0290514	4554,77	-0,026121	-1,99265	-1,99083	2816,41	3,43824e-027	3,43824e-027	-1,05733
25	3,53348e-027	0,0307049	4839,66	-0,028889	-2,00307		3184,15	3,53348e-027	3,53348e-027	-1,07713
26	3,15512e-027	0,0318137	3568,93	-0,0295542	-1,96477	-2,00309	2942,35	3,15512e-027	3,15512e-027	-1,05335
27	0	0,0312291	1287,07	-0,0281201	-2,04291	-1,9645	2729,25	0	0	-0,0225066
28	0	0,0298315	2378,36	-0,0197248	-1,95878	-2,04255	3004,98	0	0	-1,04786
29	0	0,0273266	4242,23	-0,0214335	-1,94706	-1,95814	3004,12	0	0	-1,0414
30	0	0,02641	3230,26	-0,0243236	-1,92504	-1,94673	2813,85	0	0	-1,03739
31	0	0,0243073	2319,11	-0,0201356	-1,90978	-1,9241	2660,46	0	0	-1,02856
32	2,50742e-027	0,028452	2401,44	-0,0311667	-1,88187	-1,90985	1668,85	2,50742e-027	2,50742e-027	-1,03795
33	2,03244e-027	0,0293904	1951,84	-0,0306417	-1,89498	-1,88179	2806,57	2,03244e-027	2,03244e-027	-1,04177

Fuente: Edgar Román

**B-6: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y trasladada CASO\_3**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	0	0,00205572	0,0015329	-0,00470631	-0,780707	-0,777939	793,677	0	0	-0,00767871
19	0	0,00491816	3589,95	-0,0067535	-0,881089	-0,87733	1196,57	0	0	-0,0108008
20	0	0,00281423	3839,25	-0,00867811	-0,937563	-0,933151	2598,06	0	0	-0,00965242
21	0	0,00383305	4294,93	-0,0111929	-0,985302	-0,983846	2105,11	0	0	-0,0119243
22	1,50038e-028	0,00398835	4486,45	-0,0133053	-1,06438	-1,06185	2496,01	1,50038e-028	1,50038e-028	-0,022049
23	3,91824e-027	0,00450768	3769,5	-0,0195162	-1,11693	-1,11289	2555,31	3,91824e-027	3,91824e-027	-0,0180427
24	0	0,00554517	3356,03	-0,0153353	-1,20359	-1,20058	2635,44	0	0	-0,0344792
25	6,10654e-027	0,00733667	3557,82	-0,0152186	-1,27201	-1,26925	2688,92	6,10654e-027	6,10654e-027	
26	6,36856e-027	0,0101114	4858,73	-0,0171611	-1,33637	-1,33248	2737,82	6,36856e-027	6,36856e-027	-0,0276074
27	1,71836e-028	0,0118475	3732,49	-0,0170592	-1,4076	-1,39701	3714,29	1,71836e-028	1,71836e-028	-0,0333245
28	8,64435e-027	0,0133248	3547,83	-0,0176554	-1,44497	-1,43757	3811,13	8,64435e-027	8,64435e-027	-0,730362
29	0	0,0152419	3402,04	-0,0178229	-1,51426	-1,5045	3921,62	0	0	-0,0431073
30	1,14208e-026	0,017127	4240,39	-0,0184456	-1,56842	-1,56264	3804,01	1,14208e-026	1,14208e-026	-0,805662
31	0	0,0187174	3262,35	-0,0188935	-1,62962	-1,63386	4141,41	0	0	-0,8403
32	1,58325e-026	0,0214489	5975,63	-0,0168481	-1,68544	-1,68136	4457,14	1,58325e-026	1,58325e-026	-0,0573632
33	1,34348e-026	0,0249061	4122,74	-0,049622	-1,70102	-1,69824	3475,32	1,34348e-026	1,34348e-026	-0,909738

Fuente: Edgar Román

**B-7: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y trasladada CASO\_20**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
08	2,92322e-026	0,0108807	17562,8	-0,0296154	-0,172655	-1,74388	9883,43	2,92322e-026	2,92322e-026	-1,11959
09	2,86791e-026	0,0178872	11296,2	-0,0404273	-1,83203	-1,81096	9091,78	2,86791e-026	2,86791e-026	-0,0374148
10	2,88415e-026	0,0256489	15587,4	-0,0375259	-1,9023	-1,88451	9283,64	2,88415e-026	2,88415e-026	-1,1857
11	0	0,0275127	10392,8	-0,0384812	-1,98958	-1,97509	8376,63	0	0	-1,24548
12	6,52461e-026	0,0363922	0,0895187	-0,0485663	-1,98183	-1,98059	9120,34	6,52461e-026	6,52461e-026	-1,27633
13	0	0,0340713	13744,8	-0,0418948	-2,03979	-2,03702	9411,13	0	0	-1,30626
14	3,09807e-026	0,0376354	16647,4	-0,0477068	-2,06086	-2,07809	8889,11	3,09807e-026	3,09807e-026	-1,33105
15	0	0,0402106	16412,8	-0,0605288	-2,03529	-2,08869	8748,44	0	0	-1,33284
16	0	0,0367293	15460,6	-0,0520066	-2,07447	-2,06893	8687,22	0	0	-1,32143
17	0	0,0416714	17149,4	-0,0475484	-2,03062	-2,00509	8551,57	0	0	-1,32365
18	2,63787e-026	0,0477051	0,0138726	-0,0349111	-1,89819	-1,8838	8437,37	2,63787e-026	2,63787e-026	-1,23615
19	2,06649e-026	0,041564	0,0991827	-0,0417437	-1,75388	-1,74331	8422,23	2,06649e-026	2,06649e-026	-1,18013
20	0	0,0357957	12154,6	-0,0397949	-1,59538	-1,58638	7988,52	0	0	-1,09299
21	1,33156e-026	0,0343518	0,00740358	-0,0216189	-1,36453	-1,34606	7292,99	1,33156e-026	1,33156e-026	-0,958816
22	0	0,0240692	0,0680683	-0,0353437	-1,06494	-1,05664	6720,45	0	0	-0,779284
23	0	0,0114122	0,0242473	-0,0203705	-0,716537	-0,705047	5342,25	0	0	-0,57017

Fuente: Edgar Román

**B-8: Tablas de resultados intramodalidad imágenes fija y trasladada CASO\_35**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
07	6,86988e-027	0,0362899	3331,1	-0,031149	-2,26898	-2,26891	2755,88	6,86988e-027	6,86988e-027	-0,182013
08	7,95876e-027	0,0380625	2942,98	-0,0307208	-2,27489	-2,27271	2198,79	7,95876e-027	7,95876e-027	-1,25269
09	7,54684e-027	0,0393059	2806,74	-0,0293921	-2,25984	-2,25938	2161,05	7,54684e-027	7,54684e-027	-1,23467
10	0	0,0425184	2818,17	-0,0303318	-2,22906	-2,21974	2469,38	0	0	-0,0900269
11	0	0,0438157	4233,69	-0,0355424	-2,21606	-2,20932	2723,56	0	0	-1,24012
12	7,01773e-027	0,0465867	4455,88	-0,0340973	-2,21808	-2,21291	2753,67	7,01773e-027	7,01773e-027	-0,0299567
13	7,30971e-027	0,0421704	3954,2	-0,0346259	-2,19432	-2,19434	2568,74	7,30971e-027	7,30971e-027	-1,2351
14	6,24498e-027	0,0394125	3582,86	-0,0257007	-2,12254	-2,12187	2405,3	6,24498e-027	6,24498e-027	-1,19921
15	4,14124e-027	0,032477	4131,88	-0,0392592	-2,10733	-2,1021	2380,68	4,14124e-027	4,14124e-027	-0,0350137
16	2,15202e-027	0,0252784	0,023946	-0,0454645	-2,03519	-2,03523	2646,67	2,15202e-027	2,15202e-027	-1,1904
17	1,03062e-027	0,0186705	4922,13	-0,0204839	-1,94829	-1,94716	2496,05	1,03062e-027	1,03062e-027	-1,14993
18	4,94163e-028	0,0115272	0,0110856	-0,0273636	-1,78812	-1,78465	2093,36	4,94163e-028	4,94163e-028	-1,04953
19	0	0,0073485	0,0125362	-0,0234067	-1,63968	-1,63936	1621,89	0	0	-0,956226
20	0	0,0041461	0,0126046	-0,0185228	-1,3734	-1,37337	1215,51	0	0	-0,0200589
21	0	0,00348749	1466	-0,0122295	-1,11345	-1,11339	1000,62	0	0	-0,0123389
22	0	0,00435738	0,000501766	-0,00763485	-0,810534	-0,810546	317,643	0	0	-0,0140766

Fuente: Edgar Román

**B-9: Tablas de resultados intermodalidad imágenes fija y rotada CASO\_1**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	800,786	0,0891703	921,303	-0,0879446	-0,495106	-0,489512	802,78	840,417	948,495	-0,34543
19	792,388	0,0872451	931,598	-0,0875025	-0,517185	-0,51203	793,158	796,268	779,701	-0,375782
20	798,598	0,10993	953,594	-0,144541	-0,544152	-0,543689	795,779	798,939	796,567	-0,402893
21	815,54	0,105994	970,85	-0,111659	-0,543043	-0,538682	813,046	815,718	824,075	-0,391373
22	1027,6	0,106333	1115,7	-0,139999	-0,546147	-0,540091	1027,99	1027,96	1038,84	-0,384188
23	1234,2	0,106842	1298,72	-0,408992	-0,556672	-0,562676	1238,92	1237,07	1210,73	-0,39492
24	1407,18	0,11192	1469,95	-0,40569	-0,562419	-0,551444	1400,69	1455,89	1388,12	-0,393329
25	1361,37	0,123458	1414,58	-0,420996	-0,566808	-0,557939	1372,68	1369,91	1382,89	-0,405616
26	1240,26	0,118849	1291,23	-0,446606	-0,590877	-0,591547	1246,42	1245,78	1191,54	-0,431626
27	1127,43	0,103318	1155,75	-0,444804	-0,578793	-0,579266	1116,87	1116,94	1078,7	-0,436169
28	1044,25	0,0891489	1086,58	-0,460609	-0,60451	-0,596267	1050,99	1086,68	1018,47	-0,441505
29	1031,56	0,0838262	1034,78	-0,464816	-0,613118	-0,612224	1007,16	1065,67	1005,94	-0,45121
30	981,675	0,09079	972,689	-0,487373	-0,6267	-0,628456	952,46	946,905	924,696	-0,477669
31	951,947	0,0992595	962,967	-0,49066	-0,624743	-0,629845	955,751	963,526	954,349	-0,477286
32	1162,13	0,0946743	1182,1	-0,496182	-0,63718	-0,640004	1162,03	1160,05	1133,05	-0,484714
33	1161,58	0,106556	1207,11	-0,485737	-0,631229	-0,631845	1170,87	1167,87	1185,24	-0,4763

Fuente: Edgar Román

**B-10: Tablas de resultados intermodalidad imágenes fija y rotada CASO\_20**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
08	6997,01	0,0398052	11041,9	-0,0573801	-0,430624	-0,441311	7914,05	8488,63	5332,83	-0,327653
09	5275,71	0,0612296	10140,7	-0,0853669	-0,498855	-0,480209	6288,97	7230,19	5190,48	-0,383956
10	4961,98	0,0661382	9409,89	-0,0869058	-0,545453	-0,544138	6586,8	7087,04	4599,87	-0,410801
11	6041,23	0,0803639	10396,8	-0,110201	-0,569166	-0,565043	6724,42	6602,58	4756,28	-0,456033
12	5270,65	0,0945662	8704,01	-0,162857	-0,597341	-0,613383	7709,01	7550,92	4839,47	-0,476471
13	4740,12	0,100949	8957,31	-0,365676	-0,627561	-0,62134	7311,23	7379,06	4978,27	-0,488359
14	4950,65	0,105981	8631,82	-0,146636	-0,654583	-0,649538	6556,9	6766,45	4056,18	-0,50238
15	5209,43	0,0928165	9243,13	-0,392681	-0,673822	-0,673592	6342,6	6543,57	4265,27	-0,505517
16	6571,16	0,0900679	11381,5	-0,17081	-0,69693	-0,697906	6689,12	6898,11	4418,06	-0,534077
17	7084,57	0,125836	9305,53	-0,297814	-0,6965	-0,691634	6619,65	6628,35	3987,18	-0,558101
18	4016,11	0,194357	10130	-0,302331	-0,681263	-0,680193	6745,68	6801,73	3823,6	-0,562615
19	9693,09	0,193398	11737,2	-0,196499	-0,680834	-0,686152	7270,4	7319,96	3960,87	-0,571403
20	4331,05	0,196676	8911,37	-0,221916	-0,640895	-0,642345	7669,01	7683,67	4164,9	-0,543853
21	8610,31	0,144468	9682,47	-0,105937	-0,621229	-0,617892	7735,75	7843,03	4341,94	-0,522258
22	7255,93	0,121102	8387,52	-0,149741	-0,570059	-0,557657	7352,6	7462,33	5112,01	-0,471899
23	4723,84	0,117424	6514,98	-0,0964854	-0,423213	-0,411164	6152,67	6275,79	2838,38	-0,359868

Fuente: Edgar Román

**B-11: Tablas de resultados intermodalidad imágenes fija y trasladada CASO\_1**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
18	792,633	0,0198355	2424,8	-0,047764	-0,186178	-0,496052	2446,62	1721,31	860,358	-0,0406393
19	789,845	0,0220085	2584,68	-0,0453861	-0,200438	-0,492948	2495,2	1898,29	778,175	-0,0405534
20	799,241	0,0286912	2750,3	-0,0458886	-0,199148	-0,479211	2629,7	1976,4	819,193	-0,052995
21	820,135	0,0313726	3145,76	-0,0466525	-0,23414	-0,465935	2748,45	1951,2	863,347	-0,0558551
22	1032,11	0,0308912	3705,23	-0,0435816	-0,203652	-0,422905	3028,54	2035,05	1044,33	-0,0547532
23	1240,35	0,0347941	4146,42	-0,0416093	-0,21051	-0,430928	3240,74	2157,34	1210,84	-0,0541842
24	1417,88	0,0353752	4167,28	-0,0454433	-0,214785	-0,422774	3536,49	2247,68	1393,3	-0,0529569
25	1434	0,0377392	4242,63	-0,0457006	-0,221949	-0,459598	3349,3	2129	1383,77	-0,0531231
26	1242,37	0,0368565	4039,34	-0,0530547	-0,246948	-0,471933	3016,32	2167,52	1192,61	-0,0541835
27	1109,25	0,0291997	3657,13	-0,0452865	-0,155522	-0,453929	2980,19	2154,58	1079,78	-0,0509401
28	1059,8	0,0210332	3911,86	-0,0404315	-0,216335	-0,508091	2828,78	2201,88	1023,83	-0,0400564
29	1030,87	0,0229558	4120,03	-0,0466819	-0,213654	-0,519908	2915,34	2309,93	1001,26	-0,046083
30	947,665	0,0232057	4227,07	-0,0475235	-0,21448	-0,504634	2883,74	2448,76	927,356	-0,0496777
31	954,41	0,0232587	4105,8	-0,0458786	-0,211373	-0,459593	2940,42	2405,23	957,341	-0,0459207
32	1176,79	0,0254664	4436,16	-0,0507197	-0,21057	-0,45784	3166,7	2667,47	1134,57	-0,0553412
33	1168,61	0,0272203	4350,82	-0,0511827	-0,223911	-0,447673	3163,98	2651,51	1161,15	-0,0454564

Fuente: Edgar Román

**B-12: Tablas de resultados intermodalidad imágenes fija y trasladada CASO\_20**

Valor de la Métrica										
Imagen	Algoritmo_1	Algoritmo_2	Algoritmo_3	Algoritmo_4	Algoritmo_5	Algoritmo_6	Algoritmo_7	Algoritmo_8	Algoritmo_9	Algoritmo_10
08	4239,71	0,0238412	5243,21	-0,0341941	-0,118803	-0,402668	15494,5	14348	4167,87	-0,0461649
09	4272,88	0,0317724	5408,22	-0,0349929	-0,117979	-0,451682	12297,8	13799,3	4213,46	-0,0344351
10	4705,17	0,0341319	5004,81	-0,0413306	-0,208322	-0,442042	12011,6	15027,4	4349,52	-0,0415224
11	4160,39	0,0470813	4591,93	-0,0489343	-0,113121	-0,338685	11472,4	16171,6	3837,26	-0,0452885
12	4751,36	0,0640184	4583,42	-0,0599194	-0,174076	-0,549248	12915,9	16861,9	4110,32	-0,0744216
13	4264,85	0,0639034	4804,98	-0,061047	-0,554681	-0,555132	12476,8	16449,7	4044,52	-0,0593143
14	4332,17	0,0634121	5447,85	-0,064755	-0,168184	-0,565336	11362,2	14718,3	3967,64	-0,0624283
15	4554,82	0,0638233	5958,03	-0,0616602	-0,153914	-0,547899	11150,8	14400,7	4008,61	-0,0616336
16	4315,13	0,0636238	5567,44	-0,0638362	-0,206932	-0,601693	11773,9	15076	4185,71	-0,0889641
17	5585,68	0,0608138	4782,16	-0,0619863	-0,618457	-0,622456	12105,8	15231,6	3922,34	-0,102308
18	4068,77	0,0592596	4396,12	-0,0612497	-0,150964	-0,596904	13236	18216,2	3742,48	-0,0825948
19	3988,78	0,0531647	4270,28	-0,0590097	-0,134344	-0,626719	14843,4	20049,4	3863,76	-0,0845844
20	6171,36	0,0448718	3882,97	-0,0587984	-0,105814	-0,575017	16639,7	20515,1	3995,38	-0,0570258
21	3974,54	0,0350153	3223,36	-0,0341055	-0,119624	-0,50539	17790,6	20133,6	3887,6	-0,0545362
22	5666,94	0,0255077	2498,28	-0,0312277	-0,130491	-0,468883	18493,5	18210,5	4071,71	-0,051546
23	3211,58	0,0140049	1674,58	-0,0198641	-0,110571	-0,448691	14593,6	13850,4	2234,31	-0,0396946

Fuente: Edgar Román