



**Universidad
Internacional
de Valencia**

Máster Universitario en Ingeniería Biomédica

**Análisis radiómico de las componentes
Principales en imágenes medicas**

Alumno:

Ocampo Garcia, Robert Mateo

Documento de Identificación:

1053849654

Director de TFM:

Landrove, Miguel Martin

Curso académico:

2023 - 2024

Convocatoria:

Segunda

Fecha de defensa:

20/NOV/2023 – 24/NOV/2023

De:



Planeta Formación y Universidades

RESUMEN

En el presente trabajo se busca por medio de un análisis radiómico de las componentes principales de unas modalidades de resonancia magnética, discutir en base de los resultados si es más viable el análisis por medio de componentes que por medio de modalidades, si se puede omitir el uso de modalidades o de ciertas modalidades y si el análisis de componentes principales permite obtener información adicional que no se encuentra con las modalidades, se tiene en cuenta que el campo de la radiómica aún es muy experimental.

Se escogieron 7 casos de resonancia magnética del área craneal donde se presenta gliomas, obtenidos del BrainTs 2019, cada caso presenta las modalidades Flair (recuperación de la inversión que neutraliza los fluidos), T1 (relajación longitudinal), T2 (relajación transversal) y T1 con contraste, además de la verdad fundamental que es el área de interés (tumor) la cual se seleccionó mediante un consenso del BrainTs.

A cada caso se le realiza una etapa de visualización de las modalidades y un análisis radiómico de cada una de las modalidades, los datos son guardados para una posterior comparación, adicional se verifica que los estudios estén corregistrados para poder realizar una comparación y discusión con los resultados.

Posterior a cada caso se le realiza el proceso de obtención de 4 componentes principales partiendo de las 4 modalidades, se gráfica y se genera 4 imágenes siendo cada una respectivamente la representación de cada componente, adicionalmente realizamos un análisis radiómico de las 4 componentes y se comparan los resultados con los obtenidos de las modalidades, se discute y se sacan conclusiones.

Palabras claves: radiómico, modalidad, T1, T2, Flair, resonancia magnética, BrainTs, tumor, componentes principales, imagen, corregistro

ÍNDICE DE CONTENIDO

| | |
|--|----|
| RESUMEN | 2 |
| ÍNDICE DE CONTENIDO | 3 |
| ÍNDICE DE FIGURAS | 5 |
| ÍNDICE DE TABLAS | 8 |
| ÍNDICE DE CODIGOS | 9 |
| GLOSARIO | 10 |
| 1. INTRODUCCIÓN | 13 |
| 1.1 Objetivos | 14 |
| 1.2 Alcance | 15 |
| 1.2.1 Necesidades | 15 |
| 1.2.2 Actividades proyectadas | 15 |
| 1.2.3 Limitaciones | 15 |
| 1.3 Metodología | 16 |
| 1.4 Estado del arte | 16 |
| 1.5 Metodología | 17 |
| 2. Desarrollo | 18 |
| 2.1 Marco teórico | 18 |
| 2.1.1 Análisis de imágenes medicas | 18 |
| 2.1.2 Radiomica | 18 |
| 2.1.3 Análisis de componentes principales | 19 |
| 2.1.4 Segmentacion en procesamiento de imágenes | 20 |
| 2.1.5 Tumor cerebral | 20 |
| 2.1.6 Resonancia magnética | 21 |
| 2.2 Métodos | 21 |
| 2.3 Materiales y equipo | 22 |
| 2.4 Procedimiento | 23 |
| 2.5 Resultados | 43 |
| 2.5.1 Visualización de las 4 modalidades y el segmento del tumor | 43 |
| 2.5.2 Visualización del caso y el segmento del tumor en 3D | 4 |
| 2.5.3 Visualización del caso y el segmento del tumor en mapeo | 2 |
| 2.5.4 Visualización de corregistro | 2 |
| 2.5.5 Graficas de las componentes principales | 2 |
| 2.5.6 Visualización de las 4 componentes principales en Slicer | 6 |
| 2.5.7 Comparación componentes principales con modalidades | 10 |

| | |
|--|----|
| 2.5.8 Tablas de comparación de radiomica..... | 17 |
| 2.5.9 Visualizar características radiómicas | 19 |
| 2.5.10 Tabla comparación radiomica concatenadas | 23 |
| 2.5.11 Visualizar características radiómicas concatenadas..... | 24 |
| 2.6 Discusión..... | 25 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES..... | 31 |
| AGRADECIMIENTOS | 32 |
| BIBLIOGRAFÍA | 33 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Imagen 1. Caso 1 Slicer..... | 43 |
| Imagen 2. Caso 2 Slicer..... | 43 |
| Imagen 3. Caso 3 Slicer..... | 43 |
| Imagen 3b. Caso 3 Slicer..... | 2 |
| Imagen 4. Caso 4 Slicer..... | 2 |
| Imagen 5. Caso 5 Slicer..... | 2 |
| Imagen 6. Caso 6 Slicer..... | 3 |
| Imagen 7. Caso 7 Slicer..... | 3 |
| Imagen 8. Caso 1 3D..... | 4 |
| Imagen 9. Caso 2 3D..... | 4 |
| Imagen 10. Caso 3 3D | 4 |
| Imagen 11. Caso 4 3D | 4 |
| Imagen 12. Caso 5 3D | 1 |
| Imagen 13. Caso 6 3D | 1 |
| Imagen 14. Caso 7 3D | 1 |
| Imagen 15. Mapeo caso 1 | 2 |
| Imagen 16. Mapeo caso 1 segmento..... | 2 |
| Imagen 17. Mapeo caso 2 | 2 |
| Imagen 18. Mapeo caso 2 segmento..... | 2 |
| Imagen 19. Mapeo caso 3 | 2 |
| Imagen 20. Mapeo caso 3 segmento..... | 2 |
| Imagen 21. Mapeo caso 4 | 2 |
| Imagen 22. Mapeo caso 4 segmento | 2 |
| Imagen 23. Mapeo caso 5 | 1 |
| Imagen 24. Mapeo caso 5 segmento | 1 |
| Imagen 25. Mapeo caso 6 | 1 |
| Imagen 26. Mapeo caso 6 segmento | 1 |
| Imagen 27. Mapeo caso 7 | 1 |
| Imagen 28. Mapeo caso 7 segmento | 1 |
| Imagen 29. Corregistro 3D..... | 2 |
| Imagen 30. Corregistro 3D..... | 2 |
| Imagen 31. Corregistro 2D..... | 1 |
| Imagen 32. Grafica componentes principales caso 1 | 2 |

| | |
|---|----|
| Imagen 33. Grafica componentes principales caso 2 | 2 |
| Imagen 34. Grafica componentes principales caso 3 | 3 |
| Imagen 35. Grafica componentes principales caso 4 | 3 |
| Imagen 36. Grafica componentes principales caso 5 | 4 |
| Imagen 37. Grafica componentes principales caso 6 | 4 |
| Imagen 38. Grafica componentes principales caso 7 | 5 |
| Imagen 39. Componentes principales caso 1 | 6 |
| Imagen 40. Componentes principales caso 2 | 6 |
| Imagen 41. Componentes principales caso 3 | 7 |
| Imagen 42. Componentes principales caso 4 | 7 |
| Imagen 43. Componentes principales caso 5 | 8 |
| Imagen 44. Componentes principales caso 6 | 8 |
| Imagen 45. Componentes principales caso 7 | 9 |
| Imagen 46. Comparacion caso 1 corte axial | 10 |
| Imagen 47. Comparacion caso 1 corte coronal | 10 |
| Imagen 48. Comparacion caso 1 corte sagital | 10 |
| Imagen 49. Comparacion caso 2 corte axial | 11 |
| Imagen 50. Comparacion caso 2 corte coronal | 11 |
| Imagen 51. Comparacion caso 2 corte sagital | 11 |
| Imagen 52. Comparacion caso 3 corte axial | 12 |
| Imagen 53. Comparacion caso 3 corte coronal | 12 |
| Imagen 54. Comparacion caso 3 corte sagital | 12 |
| Imagen 55. Comparacion caso 4 corte axial | 13 |
| Imagen 56. Comparacion caso 4 corte coronal | 13 |
| Imagen 57. Comparacion caso 4 corte sagital | 13 |
| Imagen 58. Comparacion caso 5 corte axial | 14 |
| Imagen 59. Comparacion caso 5 corte coronal | 14 |
| Imagen 60. Comparacion caso 5 corte sagital | 14 |
| Imagen 61. Comparacion caso 6 corte axial | 15 |
| Imagen 62. Comparacion caso 6 corte coronal | 15 |
| Imagen 63. Comparacion caso 6 corte sagital | 15 |
| Imagen 64. Comparacion caso 7 corte axial | 16 |
| Imagen 65. Comparacion caso 7 corte coronal | 16 |
| Imagen 66. Comparacion caso 7 corte sagital | 16 |
| Imagen 67. Caracteristicas radiomicas caso 1 | 19 |
| Imagen 68. Caracteristicas radiomicas caso 2 | 19 |

| | |
|--|----|
| Imagen 69. Caracteristicas radiomicas caso 3..... | 20 |
| Imagen 70. Caracteristicas radiomicas caso 4..... | 20 |
| Imagen 71. Caracteristicas radiomicas caso 5..... | 21 |
| Imagen 72. Caracteristicas radiomicas caso 6..... | 21 |
| Imagen 73. Caracteristicas radiomicas caso 7..... | 22 |
| Imagen 74. Caracteristicas radiomicas concatenadas | 24 |
| Imagen 75. Discusion caso 1 | 25 |
| Imagen 76. Discusion caso 2 | 26 |
| Imagen 77. Discusion caso 3 | 26 |
| Imagen 78. Discusion caso 4 | 27 |
| Imagen 79. Discusion caso 5 | 27 |
| Imagen 80. Discusion caso 6 | 28 |
| Imagen 81. Discusion caso 7 | 29 |
| Imagen 82. Discusion radiomica | 29 |

ÍNDICE DE TABLAS

- Tabla 1. Comparacion radiomica caso 1 ¡Error! Marcador no definido.
- Tabla 2. Comparacion radiomica caso 2 ¡Error! Marcador no definido.
- Tabla 3. Comparacion radiomica caso 3 ¡Error! Marcador no definido.
- Tabla 4. Comparacion radiomica caso 4 ¡Error! Marcador no definido.
- Tabla 5. Comparacion radiomica caso 5 ¡Error! Marcador no definido.
- Tabla 6. Comparacion radiomica caso 6 ¡Error! Marcador no definido.
- Tabla 7. Comparacion radiomica caso 7 ¡Error! Marcador no definido.
- Tabla 8. Comparacion radiomica concatenadas ¡Error! Marcador no definido.

ÍNDICE DE CODIGOS

| | |
|--|----|
| Código 1: visualización modalidades en Slicer | 23 |
| Código 2: visualización caso 3D | 24 |
| Código 3: visualización caso en mapeo | 24 |
| Código 4: visualización corregistro..... | 25 |
| Código 5: radiómica de modalidades | 26 |
| Código 6: quitar valores redundantes radiomica | 27 |
| Código 7: componentes principales | 30 |
| Código 8: grafica componentes principales..... | 31 |
| Código 9: visualización componentes en Slicer | 31 |
| Código 10: radiomica componentes..... | 32 |
| Código 11: quitar valores redundantes radiomica | 33 |
| Código 12: visualizar características radiómicas..... | 36 |
| Código 13: concatenación de las características radiómicas..... | 37 |
| Código 14: visualizar concatenación características radiómicas | 41 |

GLOSARIO

Axial: es el corte que divide al paciente en dos mitades, una superior y otra inferior. (Martinez, 2015)

BrainTs 2019: (Multimodal Brain Tumor Segmentation Challenge 2019): la cual se centra en la evaluación de métodos de última generación para la segmentación de tumores cerebrales en exploraciones por resonancia magnética multimodal. Utiliza exploraciones de resonancia magnética preoperatorias multinstitucionales y se centra en la segmentación de tumores cerebrales intrínsecamente heterogéneos (apariencia, forma e histología), concretamente los gliomas. También se centra en la predicción de la supervivencia general del paciente, mediante análisis integradores de características radiómicas y algoritmos de aprendizaje automático. Adicionalmente evalúa experimentalmente la incertidumbre en la segmentación de tumores. (CBICA, 2019)

Componentes principales: es una técnica utilizada para describir un conjunto de datos en término de nuevas variables (componentes) no correlacionadas. Los componentes se ordenan por la cantidad de varianza original que describen, por lo que la técnica es utilizada para reducir la dimensionalidad del conjunto de datos. (Barnett & Preisendorfer, 1987)

Contraste de una imagen: es el efecto que se produce al destacar un elemento visual en comparación con otro en una misma imagen. Puede darse bien por la combinación de diferentes colores, intensidad de luces y sombras, diferencias de tamaño, textura, o cualquier otro elemento visual. (Sony, s.f.)

Coronal: es el corte que divide al paciente en dos mitades, una anterior y otra posterior. (Martinez, 2015)

Corregistro de imágenes: aplicación mediante la cual dos imágenes representan el mismo objeto, pero no están alineadas, teniendo que modificar una para que queden alineadas. (Bibiloni, 2019)

Cortes: denominación de las imágenes por resonancia magnética solas. (Jason Levy, 2022)

Dispersión de datos: variabilidad que existe entre los datos. Grado en que los valores de la variable estadística tienden a extenderse alrededor del centro o promedio de la distribución. (Salinas)

Flair: la recuperación de la inversión atenuada de fluido. Es una secuencia de resonancia magnética con una recuperación de la inversión que neutraliza fluidos. Se usa para suprimir los efectos del líquido cefalorraquídeo (LCR) con el fin de resaltar las lesiones hiperintensas periventriculares. (Niknejad, 2013)

Glioma: multiplicación de células que comienza en el cerebro o la medula espinal. Las células se asemejan a las neuronas cerebrales sanas, llamadas células gliales. A medida que aumenta de tamaño, se forma una masa de células llamada tumor. (persona de Mayo Clinic, 2023)

Imagen medica: conjunto de técnicas y procesos para crear imágenes del cuerpo humano, o partes de él, con propósitos clínicos (procedimientos médicos para revelar, diagnosticar o examinar enfermedades) o para la ciencia médica (estudio de la anatomía normal y función). (RSTI training, s.f.)

Intensidad de una imagen: se basa en la pureza del color. Determina la viveza o palidez de un color. (Fairchild, 2013)

Matlab: es un sistema de cómputo numérico que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio. (Goering, 2007)

Media: o promedio, es el valor que se obtiene al dividir la suma de un conglomerado de números entre la cantidad de ellos. Representa el punto de equilibrio de la distribución y está influida por los valores extremos. (Ortega)

Patología: parte de la medicina que estudia las enfermedades y conjunto de síntomas de una enfermedad. (Real Academia Nacional de Medicina de España, s.f.)

Píxel: es la menor unidad homogénea en color que forma parte de una imagen digital. (Española)

Procesamiento digital de imágenes: conjunto de técnicas que se aplican a las imágenes digitales con el objetivo de mejorar la calidad o facilitar la búsqueda de información. (González, 1996)

Radiomica: En el campo de la medicina, la radiomica es un método que extrae un gran número de características de las imágenes médicas utilizando algoritmos de caracterización de datos. (Philippe Lambin, 2012)

Resonancia magnética: es un examen imagenológico que utiliza imanes y ondas de radio potentes para crear imágenes del cuerpo. No se emplea radiaciones ionizantes (rayos x). (Jason Levy, 2022)

ROI (región de interés): una región de interés es una parte de una imagen que se desea filtrar o procesar de alguna manera. Se puede representar como máscara binaria. En la máscara, los píxeles que pertenecen a la ROI tienen el valor 1, y los que se sitúan fuera tienen el valor 0. (MathWorks, s.f.)

Sagital: es el corte que divide al paciente en dos mitades, una izquierda y otra derecha. (Martinez, 2015)

Segmentación: es uno de los problemas generales del campo de la visión artificial y consiste en dividir una imagen digital en varias regiones denominadas segmentos. Es un proceso de clasificación por píxel que asigna una categoría de la imagen analizada. (Wikipedia, 2023)

Slicer: software encargado de transformar un modelo 3D en lenguaje máquina para su visualización en cortes. (eddm, 2023)

T1: tiempo de relajación longitudinal, es el tiempo que tarda la magnetización longitudinal en recuperarse. El T1 de un tejido es el tiempo que tarda en recuperar el 63% de la magnetización longitudinal. (cardiaca, s.f.)

T2: tiempo en el que, al interrumpir el pulso de radiofrecuencia, los protones dejan de procesar todos al mismo tiempo, perdiendo la fase y la componente transversal de la magnetización. El T2 en un tejido es el tiempo que emplea en perder el 63% de su magnetización transversal. (cardiaca, s.f.)

Tumor cerebral: es un crecimiento de células anormales en el tejido del cerebro. Pueden ser benignos (no cancerosos) o malignos (con células cancerígenas que crecen en el cerebro). (cancer)

Varianza: es una medida de dispersión. Esto significa que pretende capturar en qué medida los datos están en torno a la media. Si tenemos datos muy por encima y muy por debajo de la media, esta será menos representativa y lo veremos reflejado en una elevada varianza. (Abad, 2023)

Voxel: es la unidad cubica que compone un objeto tridimensional. Constituye la unidad mínima procesable de una matriz tridimensional, por lo tanto, es el equivalente de píxel en un objeto 2D. (Visualcube, 2008)

1. INTRODUCCIÓN

Siendo la radiomica una ciencia que estudia características de las imágenes médicas imperceptibles al ojo humano, su diseño y estudio aún se encuentran en fase temprana peor con un gran potencial a futuro. Ha demostrado ser una gran herramienta para la detección, predicción y estudio de diversas patologías como los gliomas (patología presente en los casos manejados en este estudio) a pesar de la brecha de conocimiento que aun presente y las necesidades clínicas que pueden interferir en su aplicación y desarrollo. (Roche, s.f.)

Se ha demostrado que la radiomica puede ser relevante para la compresión y abordaje de todas aquellas patologías en las que la imagen medica juega un papel importante en su diagnóstico y seguimiento, por ejemplo, enfermedades reumatólogicas o las neurodegenerativas, siendo la oncología el campo donde más se ha avanzado en radiomica hasta el momento. Los avances computacionales y el amplio desarrollo digital actual contribuyen a que la radiomica genere grandes cantidades de datos relevantes para la práctica clínica en el marco de la medicina personalidad de precisión. (Roche, s.f.)

La radiomica es una ciencia que va muy de la mano con el análisis de imágenes médicas el cual se basa en observar un parte interior del cuerpo y de forma visual detectar, predecir y estudiar patologías presentes en todo el cuerpo, el tipo de análisis y el tipo de imagen dependerá de la parte del cuerpo que se quiere estudiar, la patología posible y la especialización del doctor; pueden ser rayos x, tomografías computarizadas, ecografías, estudios de medicina nuclear, resonancia magnética siendo esta la presente en este estudio, entre otras, siendo algunas riesgosas para el pacientes dado la leve exposición de radiación. (cancer) (Medline Plus, s.f.)

Los mencionados son estudios que a pesar de ir mejorando con base al tiempo y generando una tasa muy alta ante predicción y detección de patologías aún tiene una brecha de conocimiento muy amplia, siendo la radiomica una herramienta que está ayudando a llenar esa brecha de conocimiento y de igual manera el análisis de imágenes siendo una herramienta para llenar la brecha de conocimiento en la radiomica arrojando datos prometedores. (cancer) (Medline Plus, s.f.)

Las fases para desde el inicio del análisis de imágenes hasta el final del procedimiento radiómico son semejantes y se pueden realizar en paralelo:

1. Adquisición de una base de datos: se debe obtener teniendo en cuenta ciertas restricciones o teniendo en cuenta ciertos procedimientos que se deberían realizar en algún punto del estudio, como lo son que los casos estos corregistrados, que sean del mismo tipo de imagen, modalidades presentes.
2. Pretratamiento de los datos: se deben realizar ciertos procesos para obtener información del caso para su procesamiento, como lo son espacio dimensional, tamaño de la matriz, datos del examen tomado (tipo de corte y cuantos cortes), volumen, intensidad en los voxels, entre otros. (Valente, 2018)
3. Visualización de la imagen: se visualiza utilizando el software que mejor se adapte al tipo de imagen y a la necesidad del caso.

4. Segmentación de la imagen: por medio de distintas técnicas o algoritmos se busca extraer el segmento del caso donde está presente el área de interés o la patología que se está estudiando. (Valente, 2018)
5. Extracción de características: posterior a obtener el segmento se sacan las características del área y se discute.
6. Post procesamiento de análisis de imágenes: en esta parte se pasa ya a otras áreas como impresión 3D, ámbito quirúrgico, entre otras.
7. Selección de características: continuando con la parte radiómica, se analizan las características obtenidas por la segmentación y se seleccionan las de mayor relevancia omitiendo así aquellas que sean redundantes.
8. Diseño de algoritmo o análisis de los resultados: con los resultados finales de la radiómica se genera un algoritmo para clasificación de patologías o se determina en qué porcentaje el algoritmo usado es viable para el estudio. (Roche I.)

Cabe tener en cuenta que para poder lograr conjeturas sobre patologías en base a un análisis radiómico con un análisis de imágenes médicas, se debe informar a los profesionales del área destacada de la patología sobre el potencial clínico y su interpretación, también se debe tener en cuenta el posible manejo de información sensible de los pacientes y tomar las medidas necesarias para conservar la confidencialidad. (Roche, s.f.)

La patología mencionada (glioma), como se podrá observar en los casos presentes son muy variables en localización, características celulares, forma y severidad, permitiendo arrojar más información ante este estudio, se debe tener en cuenta que, así como estos hay un gran número de patologías que pueden no presentar algún síntoma, siendo de gran dificultad una detección temprana para su tratamiento. (Medicine, s.f.)

Este es el tumor primario más presente en la región cerebral, además de que cuenta con unas características histopatológicas que le confieren un carácter muy agresivo (heterogeneidad y capacidad para infiltrar la sustancia blanca adyacente). (Grossmann P, 2021)

Puede presentarse en todas las edades, pero se presenta principalmente en adultos desde los 40 años hasta los 70, se ubica generalmente en los hemisferios cerebrales, genera síntomas cuando alcanza un tamaño determinado y los síntomas dependen de la región del cerebro sobre la cual hace presión, pueden ser no cancerosos o presentar células cancerígenas, siendo estos últimos los que aumentan rápidamente de tamaño; el tratamiento, los síntomas y severidad van relacionados con el tipo de glioma presente. (persona de Mayo Clinic, 2023)

1.1 Objetivos

El objetivo de este estudio es poder determinar las posibles ventajas al usar un análisis de características radiómicas en imágenes médicas, precisamente en lo que corresponde a las componentes principales obtenidas de las modalidades de la imagen médica, para así ser posible una mayor comprensión de la patología presente en el individuo.

1.2 Alcance

Se busca dejar un precedente para futuros estudios que permite con un tamaño muestral más amplio y diversas consideraciones poder tener cada vez más una mayor comprensión de las distintas patologías y adicionalmente ir llenando la brecha de conocimiento que presenta la radiómica actualmente.

1.2.1 Necesidades

- Mayor tamaño muestral.
- Capacidad de cómputo para tamaños de datos muy grandes e iteraciones muy extensas.
- Variedad en las patologías presentes en la muestra.
- Mayor caracterización de los sujetos, sin incluir información sensible de la persona.
- Conocimiento sobre el avance del paciente al tratamiento.

1.2.2 Actividades proyectadas

- Recolectar bases de datos.
- Recolectar a medida de lo posible información de los sujetos presentes en la muestra.
- Análisis de la evolución de los sujetos en la muestra.
- Verificar si el algoritmo de segmentación permitió un óptimo tratamiento.
- Desarrollar nuevos algoritmos.

1.2.3 Limitaciones

- Dado que hay patologías que no presentan síntomas, se puede presentar escasez o dificultad de encontrar estudios o bases de datos sobre ciertas patologías en etapas tempranas.
- Dado que hay causas desconocidas ante ciertas patologías, puede generar una brecha de conocimiento a la hora de desarrollar algoritmos para su detección.
- Ciertas patologías que presentan gran variedad en morfología, función y localización, generan un reto a la hora de desarrollar un algoritmo que pueda incluir toda esa variación.
- El error humano, dado que ciertos procesos son desarrollados según la percepción humana, esto puede generar una omisión de cierta información que puede ser vital para el estudio del caso.
- Una mayor capacidad de computación, dado la cantidad de datos que se pueden manejar y la cantidad de iteraciones que se deben realizar, además que los procesos se deben realizar un gran número de veces.

- Brecha de conocimiento en la radiómica, generando así que ciertas partes del estudio sean experimentales.
- Bajo tamaño muestral, generando así que los resultados no puedan ser concretos, pero si dando un preámbulo a estudios posteriores.
- Brecha de conocimiento en el análisis de imágenes neurológicas y en neurociencia, generando dificultad para poder analizar los resultados, procesar los y dado el caso de generar o utilizar algoritmos.

1.3 Metodología

Las metodologías empleadas son:

1. Cualitativa: ya que se requiere resolver ciertos cuestionamientos que no son medibles y se requiere un procesamiento basado en percepción. (enago)
 - Cualitativa visual: donde los sujetos aportan imágenes o datos visuales siguiendo ciertas instrucciones (resultados de resonancia magnéticas). (enago)
 - Cualitativo de datos: dado que se realiza una clasificación de datos y resultados en cada caso. (enago)
2. Cuantitativos: se requiere obtener una gran cantidad de datos basados en ciertos principios científicos. (enago)
 - Diseño experimental: se utiliza para obtener mediciones de variables que sirven para establecer algún comportamiento o corroborar para aceptar o descartar una hipótesis. (enago)
 - Análisis comparativo: comparación de medida entre dos o más grupos de resultados. (enago)
 - Análisis estadísticos: análisis de correlación o regresión lineal entre variables. (enago)

1.4 Estado del arte

En el 2021 Manuel Garcia Galindo realizo ‘análisis de las características radiómicas de la resonancia magnética en glioblastomas (gliomas) y su relación con la progresión tumoral y supervivencia.

Con el objetivo de aplicar la radiomica para obtener datos cuantitativos de la resonancia magnética quirúrgica con el fin de encontrar asociaciones entre las características de textura y la progresión tumoral y supervivencia global de los pacientes de la muestra del estudio.

Concluyendo que los resultados apoyan que las características de textura obtenidas de la resonancia magnética son útiles para predecir y clasificar a los pacientes de acuerdo a su supervivencia, así como anticiparse a una nueva progresión tumoral. De ese modo se puede plantear un tratamiento más apropiado a la presencia de glioblastomas y garantizar una asistencia de calidad.

Adicionalmente de que la radiomicia puede abrir muchas puertas para su empleo en medicina. No hay duda de que el avance en computadora y machine learning proporciona una cantidad de datos objetivos que pueden ser utilizados para realizar un mejor manejo diagnóstico, terapéutico y pronostico del cáncer. (Galindo, 2021)

1.5 Metodología

Con el presente se precisa determinar que características o ventajas puede aportar un desarrollo de un análisis radiómico sobre la resonancia magnética en 4 modalidades (Flair, t1, t2 y t1 con contraste).

Se coge una base de datos de gliomas presentes en distintas zonas del cerebro, se le hace un análisis de componentes principales y a estas se le aplica radiomicia. Se compara el análisis radiómico y el análisis de imágenes a las modalidades y a las componentes para determinar que características pueden aportar mayor información al estudio, tratamiento, detección o prevención.

2. Desarrollo

2.1 Marco teórico

2.1.1 Análisis de imágenes médicas

Las técnicas de adquisición de imágenes médicas generan grandes volúmenes de datos. Estos datos requieren de herramientas especializadas para poder ser almacenados, transmitidos y, principalmente, analizados. A partir de su análisis se puede proveer gran cantidad de información respecto de la salud de una persona, así como de riesgos o posibles alternativas de tratar una enfermedad. Es de gran importancia el desarrollo de técnicas informáticas que faciliten el análisis de los datos generados, de forma rápida y eficiente, facilitando el trabajo del personal médico. Gracias a este tipo de herramientas se puede realizar un análisis minucioso y profundo de gran cantidad de imágenes en poco tiempo, destacando aquellos aspectos de importancia a nivel sanitario para un posterior análisis médico. Además, gracias a su eficiencia, estas herramientas consiguen realizar estudios generales, sobre grupos de individuos, logrando así encontrar interrelaciones entre aspectos médicos, biológicos y, por ejemplo, geográficos. Este tipo de interrelaciones son muy complejas, además de lentes, de reconocer sin la ayuda de alguna herramienta que automatice el estudio de las imágenes. En los últimos años, el uso de técnicas avanzadas de imagen médica ha permitido explorar con mayor detalle la anatomía y el funcionamiento del cerebro humano. Por ejemplo, el uso de imagen de resonancia magnética (MRI) tanto de anatomía como de función, permite estudiar la conectividad entre diferentes regiones del cerebro, tanto en humanos como en animales. Adicionalmente, otros estudios como Angiografía intervencionista intracranial, Tomografía Computarizada (CT) y Tomografía Computacional de Perfusion permiten obtener información muy detallada de la composición de los tejidos y su función. La imagen mediante resonancia magnética de difusión (DW MRI) junto con la tractoararía han mostrado gran potencial para la investigación in-vivo de la arquitectura de la materia blanca, especialmente debido a los avances en desarrollo de técnicas para el modelado de datos. Muchas aplicaciones clínicas (desórdenes neurodegenerativos, desórdenes psiquiátricos, planeamiento quirúrgico, entre otros) emplean imágenes de difusión en conjunto con la convencional resonancia magnética. (Braggio)

2.1.2 Radiomica

Los biomarcadores cuantitativos de imagen (BCI) se asocian a las características de los tejidos que se alteran con la enfermedad y su tratamiento. A pesar de la precisión que ofrecen, su adopción como criterios de valoración en los ensayos clínicos ha sido lenta debido a la relativa complejidad de los protocolos de obtención de imágenes y a la variabilidad de los resultados que se dan en diferentes condiciones. Por ejemplo, hardware, software, protocolo y variabilidad del observador.

Recientemente, se ha defendido un nuevo enfoque para obtener biomarcadores de imagen a través del concepto de radiómica. Este marco basado en datos descubre información cuantitativa en las imágenes; se encarga de extraer características más

allá de lo visualmente perceptible utilizando estadísticas computacionales para predecir una asociación con un criterio de valoración clínico significativo. Las firmas radiómicas están asociadas con los resultados de procesos biológicos; y pueden utilizarse junto con parámetros clínicos, histológicos y genómicos como parte de un nomograma de características.

La radiómica se ha utilizado para detectar el cáncer, conocer sus etapas, realizar clasificaciones. Además de evaluar la respuesta a la quimioterapia, terapias de radiación, inmunoterapia y predecir o pronosticar la supervivencia. (Fournier, 2021)

2.1.3 Análisis de componentes principales

El análisis de componentes principales es uno de los métodos de análisis de datos multivariantes más utilizados que permite investigar conjuntos de datos multidimensionales con variables cuantitativas. Se utiliza ampliamente en bioestadística, marketing, sociología y muchos otros campos.

Es un método de proyección, ya que proyecta las observaciones de un espacio p -dimensional con p variables a un espacio k -dimensional (donde $k < p$) para conservar la máxima cantidad de información (la información se mide aquí a través de la varianza total del conjunto de datos) de las dimensiones iniciales. Las dimensiones del ACP también se denominan ejes o factores. Si la información asociada a los 2 o 3 primeros ejes representa un porcentaje suficiente de la variabilidad total del diagrama de dispersión, las observaciones podrían representarse en un gráfico de 2 o 3 dimensiones, facilitando así su interpretación.

Por tanto, el ACP puede considerarse un método de minería de datos, ya que permite extraer fácilmente información de grandes conjuntos de datos. Tiene varios usos, entre ellos:

- El estudio y visualización de las correlaciones entre variables para poder limitar el número de variables a medir posteriormente;
- La obtención de factores no correlacionados que son combinaciones lineales de las variables iniciales para poder utilizar estos factores en métodos de modelización como la regresión lineal, la regresión logística o el análisis discriminante.
- Visualizar las observaciones en un espacio bidimensional o tridimensional para identificar grupos uniformes o atípicos de observaciones.
- XLSTAT ofrece una función ACP completa y flexible para explorar sus datos directamente en Excel. XLSTAT propone varias opciones estándar y avanzadas que le permitirán obtener una visión profunda de sus datos. (Lumivero, s.f.)

2.1.4 Segmentación en procesamiento de imágenes

La segmentación subdivide una imagen en sus partes constituyentes u objetos, con el fin de separar las partes de interés del resto de la imagen, por lo tanto, el nivel al que se lleva a cabo esta subdivisión depende del problema a resolver. En el proceso de detectar las partes en una imagen se identifican bordes de la imagen, o se segmenta está en regiones, líneas o curvas, etc. Otra definición considera a la segmentación como la clasificación de los puntos de la imagen (pixeles), indicando las clases a la que pertenecen los diferentes pixeles. Los atributos básicos de segmentación de una imagen son: la luminancia en imágenes monocromáticas, los componentes de color en imágenes en color, textura, forma, etc.

La segmentación automática es una de las tareas más difíciles del procesamiento de imágenes, esta etapa determina el eventual éxito o fracaso del análisis, de hecho, rara vez llega a alcanzar una solución satisfactoria, se debe buscar un método alternativo de comprobación para la verificación de los resultados. Un considerable número de trabajos de investigación se centran en este problema.

Los algoritmos de segmentación de imágenes monocromáticas generalmente se basan en una de las dos propiedades básicas de los valores del nivel de gris: discontinuidad y similitud. En la discontinuidad el método consiste en dividir una imagen basándose en los cambios bruscos del nivel de gris. Los temas más importantes en la discontinuidad son: a) detección de puntos aislados, y b) detección de líneas y c) detección de bordes de una imagen. En la similitud, se presenta la regularidad en los valores del nivel de gris, los principales métodos están basados en a) umbralización, b) crecimiento de región, y c) división y fusión de regiones.

La segmentación de una imagen basado en la discontinuidad o en la similitud de los valores del nivel de gris de sus pixeles es aplicable tanto a las imágenes estáticas como a las dinámicas (variantes en el tiempo). (Dra. Nora La Serna Palomino, 2009)

2.1.5 Tumor cerebral

Un tumor cerebral es una masa de células en el cerebro o cerca de este. Los tumores cerebrales pueden formarse en el tejido cerebral. También pueden formarse cerca del tejido cerebral. Las ubicaciones cercanas incluyen los nervios, la glándula pituitaria, la glándula pineal y la membrana que recubre la superficie del cerebro.

Los tumores cerebrales pueden comenzar en el cerebro. Estos se denominan tumores cerebrales primarios. A veces, el cáncer se disemina al cerebro desde otra parte del cuerpo. Estos tumores son tumores cerebrales secundarios, y también se conocen como tumores cerebrales metastásicos.

Existen muchos tipos diferentes de tumores cerebrales primarios. Algunos tumores cerebrales no son cancerosos. Se denominan tumores cerebrales no cancerosos o benignos. Los tumores cerebrales no cancerosos pueden desarrollarse con el tiempo y presionar el tejido cerebral. Otros tumores cerebrales son tipos de cáncer cerebral,

que también se conocen como tumores cerebrales malignos. Los tipos de cáncer cerebral pueden desarrollarse rápidamente. Las células cancerosas pueden invadir y destruir el tejido cerebral.

Los tumores cerebrales varían en tamaño, de muy pequeños a muy grandes. Algunos se encuentran cuando son muy pequeños porque provocan síntomas que se notan de inmediato. Otros se desarrollan y llegan a ser muy grandes antes de que se los descubra. Algunas partes del cerebro son menos activas que otras. Si un tumor cerebral comienza en una parte del cerebro que es menos activa, podría no causar síntomas de inmediato. El tumor cerebral podría volverse bastante grande antes de que se lo detecte.

Las opciones de tratamiento para un tumor cerebral dependen del tipo de tumor cerebral que tengas, así como también de su tamaño y ubicación. Los tratamientos comunes incluyen cirugía y radioterapia. (persona de Mayo Clinic, 2023)

2.1.6 Resonancia magnética

Las imágenes por resonancia magnética son una técnica de obtención de imágenes médicas que utilizan un campo magnético y ondas de radio generadas por computadora para crear imágenes detalladas de los órganos y de los tejidos del cuerpo.

La mayoría de los aparatos de resonancia magnética son grandes imanes con forma de tubo. Cuando te recuestas dentro de un aparato de resonancia magnética, el campo magnético realinea temporalmente las moléculas de agua en tu cuerpo. Las ondas de radio hacen que los átomos alineados produzcan señales muy débiles, que se usan para crear imágenes transversales de resonancia magnética, como si fuesen rebanadas de pan.

El aparato de resonancia magnética también puede producir imágenes 3D que se pueden ver desde diferentes ángulos.

2.2 Métodos

1. Se obtiene la base de datos.
2. Se realizan varios códigos mediante Matlab.
3. Se realiza una base de lectura de los archivos.
4. Se realiza una fase de visualización:
 - a. Se visualiza las 4 modalidades en cortes por medio del Slicer de Matlab; así obtenemos una visualización por cortes en los 3 planos: axial, sagital y coronal.
 - b. Se visualiza el caso y la segmentación en 3D.
 - c. Se visualiza el caso y la segmentación en mapeo.

5. Se realiza una fase de verificación de corregistro para verificar que manejan el mismo espacio dimensional y se encuentran en la misma posición:
 - a. Se realiza la comparación uno a uno.
 - b. Se realiza en 2D y en 3D.
6. Se procede a obtener las características radiómicas de las 4 modalidades con una ROI definida (región de la patología) y se guarda en Excel.
 - La ROI vendría a ser la verdad fundamental: el área segmentada por medio del consenso del BrainTs.
7. Se procede a realizar el proceso para obtener las componentes principales:
 - a. Se determinan los niveles digitales para cada modalidad.
 - b. Se establecen los valores medios de niveles digitales para cada modalidad.
 - c. Se obtienen las componentes principales.
 - d. Se guardan como archivos NifTi.
8. Procedemos a realizar la gráfica representativa de las componentes principales:
 - a. Se grafica en 2D.
 - b. Se grafica en 3D.
 - c. Se grafica la dispersión de puntos.
9. Se realiza otra fase de visualización:
 - a. Se visualiza las 4 componentes en cortes por medio del Slicer de Matlab; así obtenemos una visualización por cortes en los 3 planos: axial, sagital y coronal.
10. Se procede a obtener las características radiómicas de las 4 componentes principales teniendo en cuenta una ROI (región de la patología) y se guarda en Excel.
11. Se comparan visualmente
12. Se reducen datos redundantes de la radiómica para modalidad y componente.
13. Se visualizan las características radiómicas.
14. Se comparan.
15. Se hace una concatenación de todas las características radiómicas de los 7 casos.
16. Se reducen datos redundantes.
17. Se visualiza las características radiómicas.
18. Se compara con las características radiómicas de los casos individualmente.
19. Se sacan conclusiones.

2.3 Materiales y equipo

1. Base de datos:
 - 7 casos de pacientes diferentes.
 - Son resonancias magnéticas con 4 modalidades: Flair, T1, T2 y T1 con contraste.
 - Tienen la misma patología, gliomas.
 - Tienen corregistro.
 - Tienen una área segmentada del tumor por medio de un consenso del BrainTs.

- Son de la competencia BrainTs 2019 (Multimodal Brain Tumor Segmentation Challenge 2019): la cual se centra en la evaluación de métodos de última generación para la segmentación de tumores cerebrales en exploraciones por resonancia magnética multimodal. Utiliza exploraciones de resonancia magnética preoperatorias multinstitucionales y se centra en la segmentación de tumores cerebrales intrínsecamente heterogéneos (apariencia, forma e histología), concretamente los gliomas. También se centra en la predicción de la supervivencia general del paciente, mediante análisis integradores de características radiómicas y algoritmos de aprendizaje automático. Adicionalmente evalúa experimentalmente la incertidumbre en la segmentación de tumores. (CBICA, 2019)
2. Matlab
- Código de visualización y procesamiento.

2.4 Procedimiento

Código 1: visualización modalidades en Slicer

Código en Matlab para visualizar cada modalidad y el segmento del tumor en Slicer en los 3 cortes (axial, coronal y sagital).

```
clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% obtenemos los datos de las modalidades
dataFlair = double(niftiread(d(3).name));
infoFlair = niftiinfo(d(3).name);
dataSeg = double(niftiread(d(4).name));
infoSeg = niftiinfo(d(4).name);
dataT1 = double(niftiread(d(5).name));
infoT1 = niftiinfo(d(5).name);
dataT1ce = double(niftiread(d(6).name));
infoT1C = niftiinfo(d(6).name);
dataT2 = double(niftiread(d(7).name));
infoT2 = niftiinfo(d(7).name);
[~,~,Nc] = size(dataT1);
% Se muestran las diferentes modalidades de imágenes en los 3 cortes
figure('Name','Flair','NumberTitle','off')
imshow3Dfull(dataFlair)
figure('Name','T1','NumberTitle','off')
imshow3Dfull(dataT1)
figure('Name','T1 con contraste','NumberTitle','off')
imshow3Dfull(dataT2)
figure('Name','T2','NumberTitle','off')
imshow3Dfull(dataT1ce)
figure('Name','Segmentado','NumberTitle','off')
imshow3Dfull(dataSeg)
```

Código 2: visualización caso 3D

Código en Matlab para visualizar el caso y el segmento del tumor en 3D.

```
clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% obtenemos los datos de las modalidades
medVolT1ce = medicalVolume(d(6).name);
medVolSeg = medicalVolume(d(4).name);
% se muestra en 3D el área total y la segmentación
viewerUnregistered = viewer3d(BackgroundColor="black",BackgroundGradient="off");
volshow(medVolT1ce, ...
    Parent=viewerUnregistered, ...
    RenderingStyle="Isosurface", ...
    IsosurfaceValue=0.05, ...
    Colormap=[1 0 1], ...
    Alphamap=1);
viewerUnregistered = viewer3d(BackgroundColor="black",BackgroundGradient="off");
volshow(medVolSeg, ...
    Parent=viewerUnregistered, ...
    RenderingStyle="Isosurface", ...
    IsosurfaceValue=0.05, ...
    Colormap=[1 0 1], ...
    Alphamap=1);
```

Código 3: visualización caso en mapeo

Código en Matlab para visualizar las modalidades y el segmento del tumor en mapeo.

```
clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% obtenemos los datos del caso y el segmento de interés
medVolSeg = medicalVolume(d(4).name);
medVolT1ce = medicalVolume(d(6).name);
% se muestra el mapeo de todos los cortes
figure('Name','Caso','NumberTitle','off')
montage(medVolT1ce)
figure('Name','Segmentado','NumberTitle','off')
montage(medVolSeg)
```

Código 4: visualización corregistro

Código en Matlab para verificar el corregistro entre los casos.

```
clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% se detecta la informacion del caso A
fixedMRIVolume = medicalVolume(d(3).name)
% Lectura de imágenes caso B
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% se detecta la informacion del caso B
movingCTVolume = medicalVolume(d(3).name)
% sew obtienen los niveles de intensidad, voxels
fixedMRIVoxels = fixedMRIVolume.Voxels;
movingCTVoxels = movingCTVolume.Voxels;
% se obtiene la referencia espacial de los conjuntos
fixedVolumeSize = fixedMRIVolume.VolumeGeometry.VolumeSize;
movingVolumeSize = movingCTVolume.VolumeGeometry.VolumeSize;
centerFixed = fixedVolumeSize/2;
centerMoving = movingVolumeSize/2;
% definimos un espacio de referencia
fixedVoxelSpacing = fixedMRIVolume.VoxelSpacing;
movingVoxelSpacing = movingCTVolume.VoxelSpacing;
Rfixed2D = imref2d(fixedVolumeSize(1:2),fixedVoxelSpacing(2),fixedVoxelSpacing(1));
Rmoving2D
imref2d(movingVolumeSize(1:2),movingVoxelSpacing(2),movingVoxelSpacing(1));
% observamos en slicer
figure('Name','corregistro','NumberTitle','off')
imshowpair(movingCTVoxels(:,:,centerMoving(1)), ...
    Rmoving2D, ...
    fixedMRIVoxels(:,:,centerFixed(1)), ...
    Rfixed2D)
% observamos en 3D
viewerUnregistered = viewer3d(BackgroundColor="black",BackgroundGradient="off");
volshow(fixedMRIVolume, ...
    Parent=viewerUnregistered, ...
    RenderingStyle="Isosurface", ...
    IsosurfaceValue=0.05, ...
    Colormap=[1 0 1], ...
    Alphamap=1);
volshow(movingCTVolume, ...
    Parent=viewerUnregistered, ...
    RenderingStyle="Isosurface", ...
    IsosurfaceValue=0.05, ...
    Colormap=[0 1 0], ...
    Alphamap=1);
```

Código 5: radiómica de modalidades

Código en Matlab para realizar el análisis radiómico de las modalidades tomando como ROI el segmento del tumor, se almacena en una tabla en Excel.

```

clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% creamos el archivo Excel
filename = 'radiomica_modalidades.xlsx';
% se define la ROI
roi = medicalVolume(d(4).name);
% se le aplica radiómica a la modalidad 1
dataFlair = medicalVolume(d(3).name);
% obtenemos las propiedades radiómicas
RFlair = radiomics(dataFlair,roi);
% obtenemos las propiedades de forma
SFlair = shapeFeatures(RFlair);
% obtenemos las propiedades de intensidad
IFlair = intensityFeatures(RFlair);
% obtenemos las propiedades de textura
TFlair = textureFeatures(RFlair);
% guardamos la información en Excel
n = {'Flair'};
xlswrite(filename,n,1,'A1');
xlswrite(filename,n,2,'A1');
xlswrite(filename,n,3,'A1');
writetable(SFlair,filename,'Sheet',1,'Range','B1');
writetable(IFlair,filename,'Sheet',2,'Range','B1');
writetable(TFlair,filename,'Sheet',3,'Range','B1');
% se le aplica radiomica a la modalidad 2
dataT1 = medicalVolume(d(5).name);
% obtenemos las propiedades radiómicas
RT1 = radiomics(dataT1,roi);
% obtenemos las propiedades de forma
ST1 = shapeFeatures(RT1);
% obtenemos las propiedades de intensidad
IT1 = intensityFeatures(RT1);
% obtenemos las propiedades de textura
TT1 = textureFeatures(RT1);
% guardamos la información en Excel
n = {'T1'};
xlswrite(filename,n,1,'A6');
xlswrite(filename,n,2,'A6');
xlswrite(filename,n,3,'A6');
writetable(ST1,filename,'Sheet',1,'Range','B6');
writetable(IT1,filename,'Sheet',2,'Range','B6');
writetable(TT1,filename,'Sheet',3,'Range','B6');
% se le aplica radiomica a la modalidad 3
dataT1ce = medicalVolume(d(6).name);
% obtenemos las propiedades radiómicas
RT1ce = radiomics(dataT1ce,roi);
% obtenemos las propiedades de forma
ST1ce = shapeFeatures(RT1ce);
% obtenemos las propiedades de intensidad

```

```

IT1ce = intensityFeatures(RT1ce);
% obtenemos las propiedades de textura
TT1ce = textureFeatures(RT1ce);
% guardamos la informacion en Excel
n = {'T1 contraste'};
xlswrite(filename,n,1,'A11');
xlswrite(filename,n,2,'A11');
xlswrite(filename,n,3,'A11');
writetable(ST1ce,filename,'Sheet',1,'Range','B11');
writetable(IT1ce,filename,'Sheet',2,'Range','B11');
writetable(TT1ce,filename,'Sheet',3,'Range','B11');
% se le aplica radiomica a la modalidad 4
dataT2 = medicalVolume(d(7).name);
% obtenemos las propiedades radiómicas
RT2 = radiomics(dataT2,roi);
% obtenemos las propiedades de forma
ST2 = shapeFeatures(RT2);
% obtenemos las propiedades de intensidad
IT2 = intensityFeatures(RT2);
% obtenemos las propiedades de textura
TT2 = textureFeatures(RT2);
% guardamos la informacion en Excel
n = {'T2'};
xlswrite(filename,n,1,'A16');
xlswrite(filename,n,2,'A16');
xlswrite(filename,n,3,'A16');
writetable(ST2,filename,'Sheet',1,'Range','B16');
writetable(IT2,filename,'Sheet',2,'Range','B16');
writetable(TT2,filename,'Sheet',3,'Range','B16');
% guardamos los valores de la radiomica
save('radiomica_modalidades','SFlair','IFlair','TFlair','ST1','IT1','TT1','ST1ce','IT1ce','TT1ce','ST2','IT2','TT2');

```

Código 6: quitar valores redundantes radiomica

Código en Matlab para quitar los valores redundantes del análisis radiómico.

```

clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% cargamos las características de radiomica
load('radiomica_componentes.mat');
load('radiomica_modalidades.mat');
% creamos los archivos
filenamem = 'radiomica_modalidades_reducido.xlsx';
filename = 'radiomica_comparacion.xlsx';
% eliminamos la variable de identificación
SFlair=removevars(SFlair,"LabelID");
ST1=removevars(ST1,"LabelID");
ST1ce=removevars(ST1ce,"LabelID");
ST2=removevars(ST2,"LabelID");
SM = [SFlair; ST1; ST1ce; ST2];
IFlair=removevars(IFlair,"LabelID");
IT1=removevars(IT1,"LabelID");

```

```

IT1ce=removevars(IT1ce,"LabelID");
IT2=removevars(IT2,"LabelID");
IM = [IFlair; IT1; IT1ce; IT2];
TFlair=removevars(TFlair,"LabelID");
TT1=removevars(TT1,"LabelID");
TT1ce=removevars(TT1ce,"LabelID");
TT2=removevars(TT2,"LabelID");
TM = [TFlair; TT1; TT1ce; TT2];
% convertimos la tabla en un tipo texto
SM = table2array(SM);
featureNamessm = SFlair.Properties.VariableNames;
IM = table2array(IM);
featureNamesim = IFlair.Properties.VariableNames;
TM = table2array(TM);
featureNamestm = TFlair.Properties.VariableNames;
% computamos el número de características
% calculamos el coeficiente de correlación
% eliminamos las características redundantes si el coeficiente es 0.95 o
% mayor
fsm = size(SM,2)
f=fsm;
featureCorrTrain = corrcoef(SM);
selectedFeaturessm = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturessm(i) = false;
    end
    if selectedFeaturessm(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
                selectedFeaturessm(j) = false;
            end
        end
    end
end
SM = SM(:,selectedFeaturessm);
featureNamessm = featureNamessm(selectedFeaturessm);
fsmr = size(SM,2)
fim = size(IM,2)
f=fim;
featureCorrTrain = corrcoef(IM);
selectedFeaturesim = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturesim(i) = false;
    end
    if selectedFeaturesim(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
                selectedFeaturesim(j) = false;
            end
        end
    end
end
IM = IM(:,selectedFeaturesim);
featureNamesim = featureNamesim(selectedFeaturesim);
fimr = size(IM,2)

```

```
ftm = size(TM,2)
f=ftm;
featureCorrTrain = corrcoef(TM);
selectedFeaturestm = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturestm(i) = false;
    end
    if selectedFeaturestm(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
                selectedFeaturestm(j) = false;
            end
        end
    end
end
TM = TM(:,selectedFeaturestm);
featureNamestm = featureNamestm(selectedFeaturestm);
ftmr = size(TM,2)
% guardamos las nuevas tablas
n = {'Modalidades'};
xlswrite(filenamem,n,1,'A1');
xlswrite(filenamem,n,2,'A1');
xlswrite(filenamem,n,3,'A1');
writematrix(SM,filenamem,'Sheet',1,'Range','B1');
writematrix(IM,filenamem,'Sheet',2,'Range','B1');
writematrix(TM,filenamem,'Sheet',3,'Range','B1');
% guardamos el número de características en una tabla para comparar
n = {'Forma modalidad'};
xlswrite(filename,n,1,'D1');
writematrix(fsm,filename,'Sheet',1,'Range','D2');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filename,n,1,'E1');
writematrix(fsrm,filename,'Sheet',1,'Range','E2');
n = {'Intensidad modalidad'};
xlswrite(filename,n,1,'D4');
writematrix(fim,filename,'Sheet',1,'Range','D5');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filename,n,1,'E4');
writematrix(fimr,filename,'Sheet',1,'Range','E5');
n = {'Textura modalidad'};
xlswrite(filename,n,1,'D7');
writematrix(ftm,filename,'Sheet',1,'Range','D8');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filename,n,1,'E7');
writematrix(ftmr,filename,'Sheet',1,'Range','E8');
% guardar variables
save('radiomica_rm','SM','featureNamessm','IM','featureNamesim','TM','featureNamestm')
```

Código 7: componentes principales

Código en Matlab para obtener las 4 componentes principales y guardar cada una como fichero NifTi.

```
clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% obtenemos los datos de las modalidades
dataFlair = double(niftiread(d(3).name));
infoFlair = niftiinfo(d(3).name);
dataT1 = double(niftiread(d(5).name));
infoT1 = niftiinfo(d(5).name);
dataT1ce = double(niftiread(d(6).name));
infoT1ce = niftiinfo(d(6).name);
dataT2 = double(niftiread(d(7).name));
infoT2 = niftiinfo(d(7).name);
[~,~,Nc] = size(dataT1);
% Se determinan listas de los niveles digitales para cada modalidad
[M,N,P] = size(dataT1);
cont = 0;
for i=1:M
    for j=1:N
        for k=1:P
            cont = cont + 1;
            T1(cont) = dataT1(i,j,k);
            T1C(cont) = dataT1ce(i,j,k);
            T2(cont) = dataT2(i,j,k);
            FL(cont) = dataFlair(i,j,k);
        end
    end
end
% Se establecen los valores medios de niveles digitales para cada modalidad
mT1 = mean(T1);
mT1C = mean(T1C);
mT2 = mean(T2);
mFL = mean(FL);
% Análisis de Componentes Principales
M1 = [T1',T1C',T2',FL'];
[coef,score,var] = pca(M1);
cont = 0;
for i=1:M
    for j=1:N
        for k=1:P
            cont = cont + 1;
            PC1(i,j,k) = coef(1,1)*(T1(cont) - mT1) + coef(2,1)*(T1C(cont) - mT1C) +
            coef(3,1)*(T2(cont) - mT2) + coef(4,1)*(FL(cont) - mFL);
            PC2(i,j,k) = coef(1,2)*(T1(cont) - mT1) + coef(2,2)*(T1C(cont) - mT1C) +
            coef(3,2)*(T2(cont) - mT2) + coef(4,2)*(FL(cont) - mFL);
            PC3(i,j,k) = coef(1,3)*(T1(cont) - mT1) + coef(2,3)*(T1C(cont) - mT1C) +
            coef(3,3)*(T2(cont) - mT2) + coef(4,3)*(FL(cont) - mFL);
            PC4(i,j,k) = coef(1,4)*(T1(cont) - mT1) + coef(2,4)*(T1C(cont) - mT1C) +
            coef(3,4)*(T2(cont) - mT2) + coef(4,4)*(FL(cont) - mFL);
        end
    end
end
```

```

end
% guardamos las variables coeff, score y var
save('variables','coeff','score','var');
% guardamos las componentes principales como ficheros nifti
niftiwrite(PC1,'Componente_1.nii');
niftiwrite(PC2,'Componente_2.nii');
niftiwrite(PC3,'Componente_3.nii');
niftiwrite(PC4,'Componente_4.nii');

```

Código 8: grafica componentes principales

Código en Matlab para graficar las componentes principales y la dispersión de los valores.

```

clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% Se carga la información de las componentes principales
load('variables.mat');
% se grafican las componentes principales en 2D
figure('Name','Componentes principales 2D','NumberTitle','off')
biplot(coef(:,1:2),'scores',score(:,1:2),'varlabels',{'v_1','v_2','v_3','v_4'});
% se grafican las componentes principales en 3D
figure('Name','Componentes principales 3D','NumberTitle','off')
biplot(coef(:,1:3),'scores',score(:,1:3),'varlabels',{'v_1','v_2','v_3','v_4'});
% se grafican la nube de puntos
figure('Name','Nube de puntos','NumberTitle','off')
scatter3(score(:,1),score(:,2),score(:,3))
axis equal

```

Código 9: visualización componentes en Slicer

Código en Matlab para visualizar cada componente principal en Slicer en los 3 cortes (axial, coronal y sagital).

```

clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% obtenemos los datos de las componentes
dataC1 = double(niftiread(d(8).name));
infoC1 = niftiinfo(d(8).name);
dataC2 = double(niftiread(d(9).name));
infoC2 = niftiinfo(d(9).name);
dataC3 = double(niftiread(d(10).name));
infoC3 = niftiinfo(d(10).name);
dataC4 = double(niftiread(d(11).name));
infoC4 = niftiinfo(d(11).name);
% visualizamos las 4 componentes principales
figure('Name','PC1','NumberTitle','off')
imshow3Dfull(dataC1)

```

```
figure('Name','PC2','NumberTitle','off')
imshow3Dfull(dataC2)
figure('Name','PC3','NumberTitle','off')
imshow3Dfull(dataC3)
figure('Name','PC4','NumberTitle','off')
imshow3Dfull(dataC4)
```

Código 10: radiomica componentes

Código en Matlab para realizar el análisis radiómico de cada componente principal y tomar la ROI como el área del tumor, se guarda en una tabla de Excel.

```
clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% creamos el archivo Excel
filename = 'radiomica_componentes.xlsx';
% se define la ROI
roi = medicalVolume(d(4).name);
%% se le aplica radiomica a la componente 1
dataC1 = medicalVolume(d(8).name);
% obtenemos las propiedades radiómicas
RC1 = radiomics(dataC1,roi);
% obtenemos las propiedades de forma
SC1 = shapeFeatures(RC1);
% obtenemos las propiedades de intensidad
IC1 = intensityFeatures(RC1);
% obtenemos las propiedades de textura
TC1 = textureFeatures(RC1);
% guardamos la informacion en Excel
n = {'C1'};
xlswrite(filename,n,1,'A1');
xlswrite(filename,n,2,'A1');
xlswrite(filename,n,3,'A1');
writetable(SC1,filename,'Sheet',1,'Range','B1');
writetable(IC1,filename,'Sheet',2,'Range','B1');
writetable(TC1,filename,'Sheet',3,'Range','B1');
%% se le aplica radiomica a la componente 2
dataC2 = medicalVolume(d(9).name);
% obtenemos las propiedades radiómicas
RC2 = radiomics(dataC2,roi);
% obtenemos las propiedades de forma
SC2 = shapeFeatures(RC2);
% obtenemos las propiedades de intensidad
IC2 = intensityFeatures(RC2);
% obtenemos las propiedades de textura
TC2 = textureFeatures(RC2);
% guardamos la informacion en Excel
n = {'C2'};
xlswrite(filename,n,1,'A6');
xlswrite(filename,n,2,'A6');
xlswrite(filename,n,3,'A6');
writetable(SC2,filename,'Sheet',1,'Range','B6');
writetable(IC2,filename,'Sheet',2,'Range','B6');
```

```
writetable(TC2,filename,'Sheet',3,'Range','B6');
% se le aplica radiomica a la componente 3
dataC3 = medicalVolume(d(10).name);
% obtenemos las propiedades radiómicas
RC3 = radiomics(dataC3,roi);
% obtenemos las propiedades de forma
SC3 = shapeFeatures(RC3);
% obtenemos las propiedades de intensidad
IC3 = intensityFeatures(RC3);
% obtenemos las propiedades de textura
TC3 = textureFeatures(RC3);
% guardamos la informacion en Excel
n = {'C3'};
xlswrite(filename,n,1,'A11');
xlswrite(filename,n,2,'A11');
xlswrite(filename,n,3,'A11');
writetable(SC3,filename,'Sheet',1,'Range','B11');
writetable(IC3,filename,'Sheet',2,'Range','B11');
writetable(TC3,filename,'Sheet',3,'Range','B11');
% e le aplica radiomica a la componente 4
dataC4 = medicalVolume(d(11).name);
% obtenemos las propiedades radiómicas
RC4 = radiomics(dataC4,roi);
% obtenemos las propiedades de forma
SC4 = shapeFeatures(RC4);
% obtenemos las propiedades de intensidad
IC4 = intensityFeatures(RC4);
% obtenemos las propiedades de textura
TC4 = textureFeatures(RC4);
% guardamos la informacion en Excel
n = {'C4'};
xlswrite(filename,n,1,'A16');
xlswrite(filename,n,2,'A16');
xlswrite(filename,n,3,'A16');
writetable(SC4,filename,'Sheet',1,'Range','B16');
writetable(IC4,filename,'Sheet',2,'Range','B16');
writetable(TC4,filename,'Sheet',3,'Range','B16');
% guardamos los valores de la radiomica
save('radiomica_componentes','SC1','IC1','TC1','SC2','IC2','TC2','SC3','IC3','TC3','SC4','IC4','TC4');
```

Código 11: quitar valores redundantes radiomica

Código en Matlab para quitar los valores redundantes del análisis radiómico.

```
clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% cargamos las características de radiomica
load('radiomica_componentes.mat');
load('radiomica_modalidades.mat');
% creamos los archivos
filenamec = 'radiomica_componentes_reducido.xlsx';
filename = 'radiomica_comparacion.xlsx';
```

```
% eliminamos la variable de identificación
SC1=removevars(SC1,"LabelID");
SC2=removevars(SC2,"LabelID");
SC3=removevars(SC3,"LabelID");
SC4=removevars(SC4,"LabelID");
SC = [SC1; SC2; SC3; SC4];
IC1=removevars(IC1,"LabelID");
IC2=removevars(IC2,"LabelID");
IC3=removevars(IC3,"LabelID");
IC4=removevars(IC4,"LabelID");
IC = [IC1; IC2; IC3; IC4];
TC1=removevars(TC1,"LabelID");
TC2=removevars(TC2,"LabelID");
TC3=removevars(TC3,"LabelID");
TC4=removevars(TC4,"LabelID");
TC = [TC1; TC2; TC3; TC4];
% convertimos la tabla en un tipo texto
SC = table2array(SC);
featureNamessc = SC1.Properties.VariableNames;
IC = table2array(IC);
featureNamesic = IC1.Properties.VariableNames;
TC = table2array(TC);
featureNamestc = TC1.Properties.VariableNames;
% computamos el número de características
% calculamos el coeficiente de correlación
% eliminamos las características redundantes si el coeficiente es 0.95 o
% mayor
fsc = size(SC,2)
f=fsc;
featureCorrTrain = corrcoef(SC);
selectedFeaturessc = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturessc(i) = false;
    end
    if selectedFeaturessc(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
                selectedFeaturessc(j) = false;
            end
        end
    end
end
SC = SC(:,selectedFeaturessc);
featureNamessc = featureNamessc(selectedFeaturessc);
fscr = size(SC,2)
fic = size(IC,2)
f=fic;
featureCorrTrain = corrcoef(IC);
selectedFeaturesic = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturesic(i) = false;
    end
    if selectedFeaturesic(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
```

```
        selectedFeaturesic(j) = false;
    end
end
end
IC = IC(:,selectedFeaturesic);
featureNamesic = featureNamesic(selectedFeaturesic);
ficc = size(IC,2)
ftc = size(TC,2)
f=ftc;
featureCorrTrain = corrcoef(TC);
selectedFeaturestc = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturestc(i) = false;
    end
    if selectedFeaturestc(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
                selectedFeaturestc(j) = false;
            end
        end
    end
end
TC = TC(:,selectedFeaturestc);
featureNamestc = featureNamestc(selectedFeaturestc);
ftcr = size(TC,2)
% guardamos las nuevas tablas
n = {'Componentes'};
xlswrite(filenamec,n,1,'A1');
xlswrite(filenamec,n,2,'A1');
xlswrite(filenamec,n,3,'A1');
writematrix(SC,filenamec,'Sheet',1,'Range','B1');
writematrix(IC,filenamec,'Sheet',2,'Range','B1');
writematrix(TC,filenamec,'Sheet',3,'Range','B1');
% guardamos el número de características en una tabla para comparar
n = {'Forma componente'};
xlswrite(filename,n,1,'A1');
writematrix(fsc,filename,'Sheet',1,'Range','A2');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filename,n,1,'B1');
writematrix(fscr,filename,'Sheet',1,'Range','B2');
n = {'Intensidad componente'};
xlswrite(filename,n,1,'A4');
writematrix(fic,filename,'Sheet',1,'Range','A5');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filename,n,1,'B4');
writematrix(ftcr,filename,'Sheet',1,'Range','B5');
n = {'Textura componente'};
xlswrite(filename,n,1,'A7');
writematrix(ftc,filename,'Sheet',1,'Range','A8');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filename,n,1,'B7');
writematrix(ftcr,filename,'Sheet',1,'Range','B8');
% guardar variables
save('radiomica_rc','SC','featureNamestc','IC','featureNamesic','TC','featureNamestc'
)
```

Código 12: visualizar características radiómicas

Código en Matlab para visualizar gráficamente las características obtenidas de la radiomica de modalidades y de la radiomica de componentes principales para poder hacer una comparación.

```
clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% cargamos los datos de la radiomica
load('radiomica_rm.mat');
load('radiomica_rc.mat');
% visualizamos las características de las modalidades
f = size(SM,2)
figure('Name','Forma modalidades','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(SM(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNamessm{i})
end
f = size(IM,2)
figure('Name','Intensidad modalidades','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(IM(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNamesim{i})
end
f = size(TM,2)
figure('Name','Textura modalidades','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(TM(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNamestm{i})
end
% visualizamos las características de las componentes
f = size(SC,2)
figure('Name','Forma componentes','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(SC(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNamessc{i})
end
f = size(IC,2)
figure('Name','Intensidad componentes','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(IC(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})

```

```

    ylabel(featureNamesic{i})
end
f = size(TC,2)
figure('Name','Textura componentes','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(TC(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNamestc{i})
end

```

Código 13: concatenación de las características radiómicas

Código en Matlab para concatenar las características radiómicas de los 7 casos y reducir redundancias.

```

clear all
close all
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% creamos los archivos
filenamect = 'radiomicatotal_componentes_reducido.xlsx';
filenamemt = 'radiomicatotal_modalidades_reducido.xlsx';
filenamecc = 'radiomicatotal_comparacion_reducido.xlsx';
% creamos las tablas
SC = table;
IC = table;
TC = table;
SM = table;
IM = table;
TM = table;
% Lectura de imágenes de los archivos en un loop
for i=1:7
    folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
    cd(folderC)
    d = dir;
    % cargamos las características de radiomica
    load('radiomica_componentes.mat');
    load('radiomica_modalidades.mat');
    % concatenamos las de las componentes principales
    SC1=removevars(SC1,"LabelID");
    SC2=removevars(SC2,"LabelID");
    SC3=removevars(SC3,"LabelID");
    SC4=removevars(SC4,"LabelID");
    SC = [SC; SC1; SC2; SC3; SC4];
    IC1=removevars(IC1,"LabelID");
    IC2=removevars(IC2,"LabelID");
    IC3=removevars(IC3,"LabelID");
    IC4=removevars(IC4,"LabelID");
    IC = [IC; IC1; IC2; IC3; IC4];
    TC1=removevars(TC1,"LabelID");
    TC2=removevars(TC2,"LabelID");
    TC3=removevars(TC3,"LabelID");
    TC4=removevars(TC4,"LabelID");
    TC = [TC; TC1; TC2; TC3; TC4];
    % concatenamos las de las modalidades
    SFlair=removevars(SFlair,"LabelID");
    ST1=removevars(ST1,"LabelID");
    ST1ce=removevars(ST1ce,"LabelID");
    ST2=removevars(ST2,"LabelID");
    SM = [SM; SFlair; ST1; ST1ce; ST2];

```

```
IFlair=removevars(IFlair,"LabelID");
IT1=removevars(IT1,"LabelID");
IT1ce=removevars(IT1ce,"LabelID");
IT2=removevars(IT2,"LabelID");
IM = [IM; IFlair; IT1; IT1ce; IT2];
TFlair=removevars(TFlair,"LabelID");
TT1=removevars(TT1,"LabelID");
TT1ce=removevars(TT1ce,"LabelID");
TT2=removevars(TT2,"LabelID");
TM = [TM; TFlair; TT1; TT1ce; TT2];
end
% convertimos la tabla en un tipo texto
SC = table2array(SC);
featureNamessc = SC1.Properties.VariableNames;
IC = table2array(IC);
featureNamesic = IC1.Properties.VariableNames;
TC = table2array(TC);
featureNamestc = TC1.Properties.VariableNames;
SM = table2array(SM);
featureNamessm = SFlair.Properties.VariableNames;
IM = table2array(IM);
featureNamesim = IFlair.Properties.VariableNames;
TM = table2array(TM);
featureNamestm = TFlair.Properties.VariableNames;
% computamos el número de características, calculamos el coeficiente de correlación
% eliminamos las características redundantes si el coeficiente es 0.95 o mayor
fsc = size(SC,2)
f=fsc;
featureCorrTrain = corrcoef(SC);
selectedFeaturessc = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturessc(i) = false;
    end
    if selectedFeaturessc(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
                selectedFeaturessc(j) = false;
            end
        end
    end
end
SC = SC(:,selectedFeaturessc);
featureNamessc = featureNamessc(selectedFeaturessc);
fscr = size(SC,2)
fic = size(IC,2)
f=fic;
featureCorrTrain = corrcoef(IC);
selectedFeaturesic = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturesic(i) = false;
    end
    if selectedFeaturesic(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
                selectedFeaturesic(j) = false;
            end
        end
    end
end
IC = IC(:,selectedFeaturesic);
featureNamesic = featureNamesic(selectedFeaturesic);
ficr = size(IC,2)
ftc = size(TC,2)
f=ftc;
```

```
featureCorrTrain = corrcoef(TC);
selectedFeaturestc = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturestc(i) = false;
    end
    if selectedFeaturestc(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
                selectedFeaturestc(j) = false;
            end
        end
    end
end
TC = TC(:,selectedFeaturestc);
featureNamestc = featureNamestc(selectedFeaturestc);
ftcr = size(TC,2)
fsm = size(SM,2)
f=fsm;
featureCorrTrain = corrcoef(SM);
selectedFeaturessm = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturessm(i) = false;
    end
    if selectedFeaturessm(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
                selectedFeaturessm(j) = false;
            end
        end
    end
end
SM = SM(:,selectedFeaturessm);
featureNamessm = featureNamessm(selectedFeaturessm);
fsmr = size(SM,2)
fim = size(IM,2)
f=fim;
featureCorrTrain = corrcoef(IM);
selectedFeaturesim = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturesim(i) = false;
    end
    if selectedFeaturesim(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
                selectedFeaturesim(j) = false;
            end
        end
    end
end
IM = IM(:,selectedFeaturesim);
featureNamesim = featureNamesim(selectedFeaturesim);
fimr = size(IM,2)
ftm = size(TM,2)
f=ftm;
featureCorrTrain = corrcoef(TM);
selectedFeaturestm = true(1,f);
for i = 1:f-1
    if isnan(featureCorrTrain(i,i))
        selectedFeaturestm(i) = false;
    end
    if selectedFeaturestm(i)
        for j = i+1:f
            if abs(featureCorrTrain(i,j)) >= 0.95
```

```

        selectedFeaturestm(j) = false;
    end
end
end
end
TM = TM(:,selectedFeaturestm);
featureNamestm = featureNamestm(selectedFeaturestm);
ftmr = size(TM,2)
% guardamos las nuevas tablas
n = {'Componentes principales'};
xlswrite(filenamect,n,1,'A1');
xlswrite(filenamect,n,2,'A1');
xlswrite(filenamect,n,3,'A1');
writematrix(SC,filenamect,'Sheet',1,'Range','B1');
writematrix(IC,filenamect,'Sheet',2,'Range','B1');
writematrix(TC,filenamect,'Sheet',3,'Range','B1');
n = {'Modalidades'};
xlswrite(filenamemt,n,1,'A1');
xlswrite(filenamemt,n,2,'A1');
xlswrite(filenamemt,n,3,'A1');
writematrix(SM,filenamemt,'Sheet',1,'Range','B1');
writematrix(IM,filenamemt,'Sheet',2,'Range','B1');
writematrix(TM,filenamemt,'Sheet',3,'Range','B1');
% guardamos el número de características en una tabla para comparar
n = {'Forma componente'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'A1');
writematrix(fsc,filenamecc,'Sheet',1,'Range','A2');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'B1');
writematrix(fscr,filenamecc,'Sheet',1,'Range','B2');
n = {'Intensidad componente'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'A4');
writematrix(fic,filenamecc,'Sheet',1,'Range','A5');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'B4');
writematrix(ficr,filenamecc,'Sheet',1,'Range','B5');
n = {'Textura componente'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'A7');
writematrix(ftc,filenamecc,'Sheet',1,'Range','A8');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'B7');
writematrix(ftcr,filenamecc,'Sheet',1,'Range','B8');
% guardamos el número de características en una tabla para comparar
n = {'Forma modalidad'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'D1');
writematrix(fsm,filenamecc,'Sheet',1,'Range','D2');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'E1');
writematrix(fsmr,filenamecc,'Sheet',1,'Range','E2');
n = {'Intensidad modalidad'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'D4');
writematrix(fim,filenamecc,'Sheet',1,'Range','D5');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'E4');
writematrix(fimr,filenamecc,'Sheet',1,'Range','E5');
n = {'Textura modalidad'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'D7');
writematrix(ftm,filenamecc,'Sheet',1,'Range','D8');
n = {'reducidos'};
xlswrite(filenamecc,n,1,'E7');
writematrix(ftmr,filenamecc,'Sheet',1,'Range','E8');
% guardar variables
save('radiomica_cc','SM','featureNamessm','IM','featureNamesim','TM','featureNamestm'
,'SC','featureNamessc','IC','featureNamesic','TC','featureNamestc')

```

Código 14: visualizar concatenación características radiómicas

Código para visualizar las características radiómicas de todos los casos concatenadas y redundancias reducidas

```
clear all
close all
% Lectura de imágenes
folderC = uigetdir('C:\my\NIFTI');
cd(folderC)
d = dir;
% cargamos los datos de la radiomica
load('radiomica_cc.mat');
% visualizamos las características de las modalidades
f = size(SM,2)
figure('Name','Forma modalidades','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(SM(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNamessm{i})
end
f = size(IM,2)
figure('Name','Intensidad modalidades','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(IM(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNamesim{i})
end
f = size(TM,2)
figure('Name','Textura modalidades','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(TM(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNamestm{i})
end
% visualizamos las características de las componentes
f = size(SC,2)
figure('Name','Forma componentes','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(SC(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNamessc{i})
end
f = size(IC,2)
figure('Name','Intensidad componentes','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(IC(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNamessic{i})
end
f = size(TC,2)
```

```
figure('Name','Textura componentes','NumberTitle','off',Position=[0 0 1500 500])
tiledlayout(1,f + 1)
for i = 1:f
    nexttile
    imagesc(TC(:,i))
    xticklabels({})
    yticklabels({})
    ylabel(featureNames{c{i}})
end
```

2.5 Resultados

2.5.1 Visualización de las 4 modalidades y el segmento del tumor

Imagen 1. Caso 1 Slicer

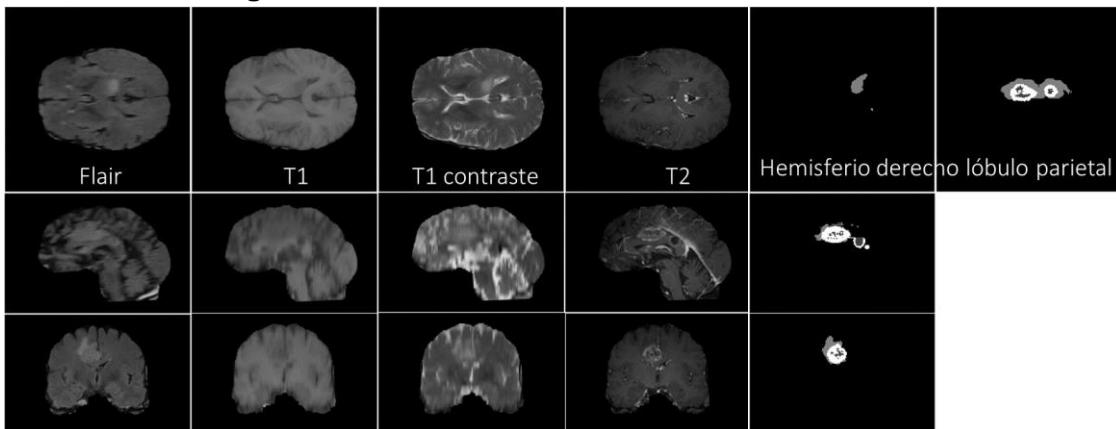


Imagen 2. Caso 2 Slicer

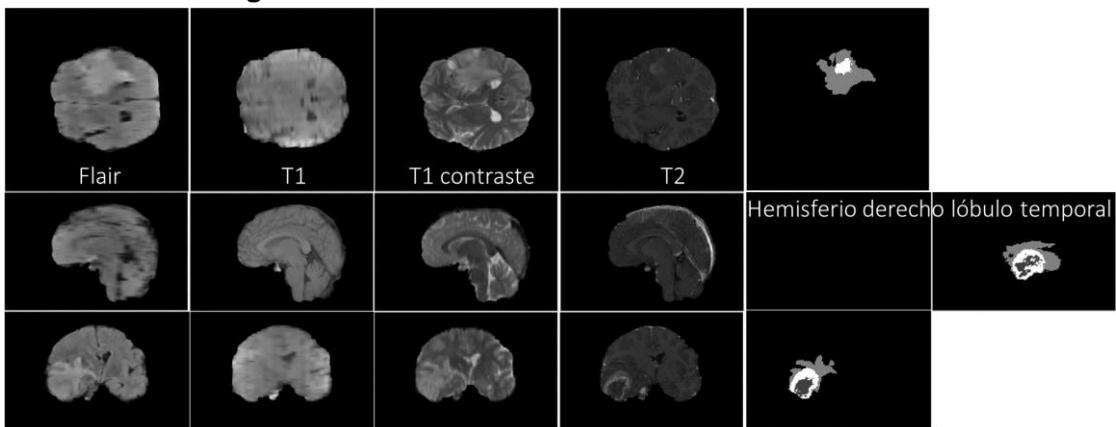


Imagen 3. Caso 3 Slicer

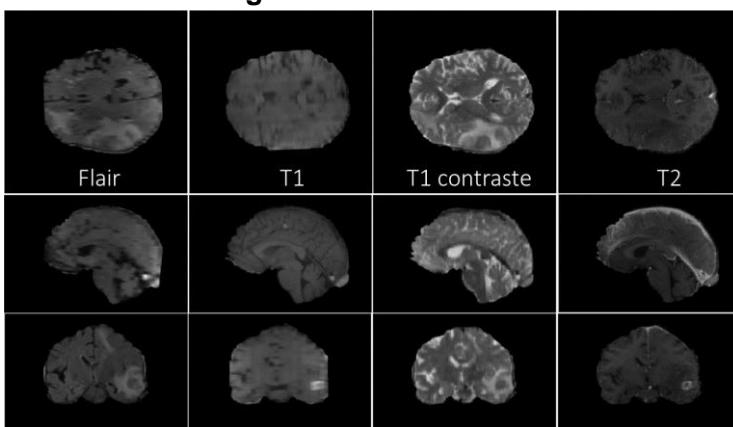


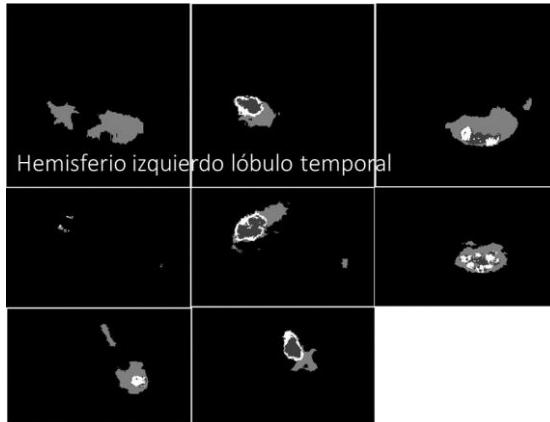
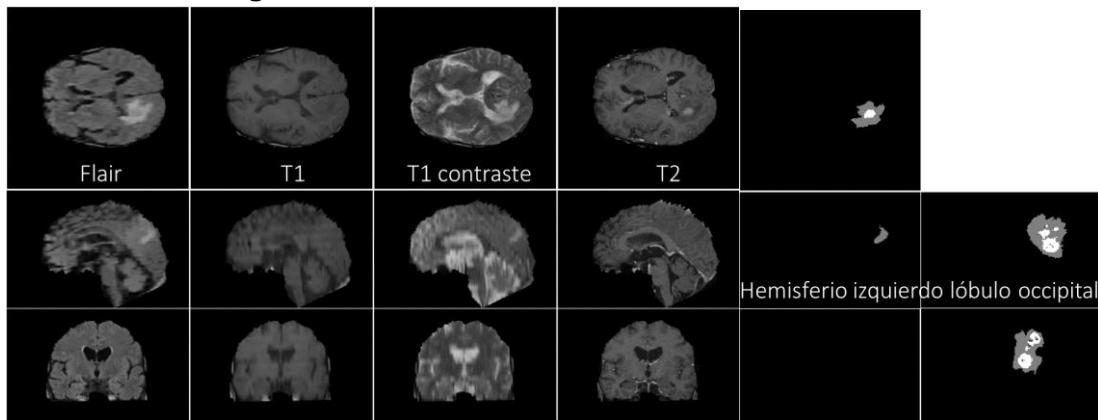
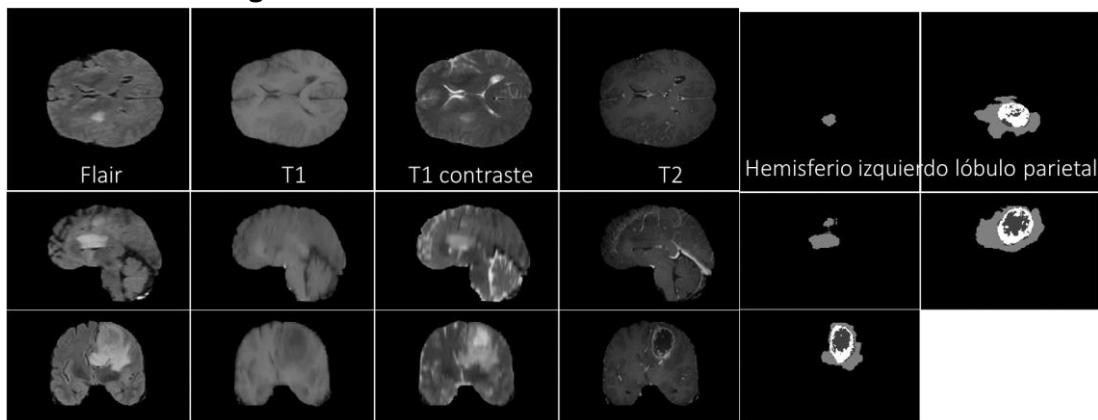
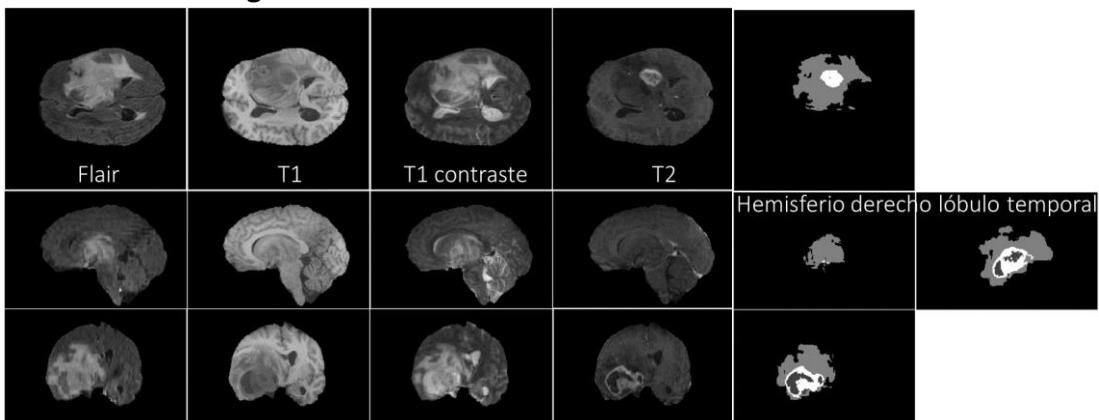
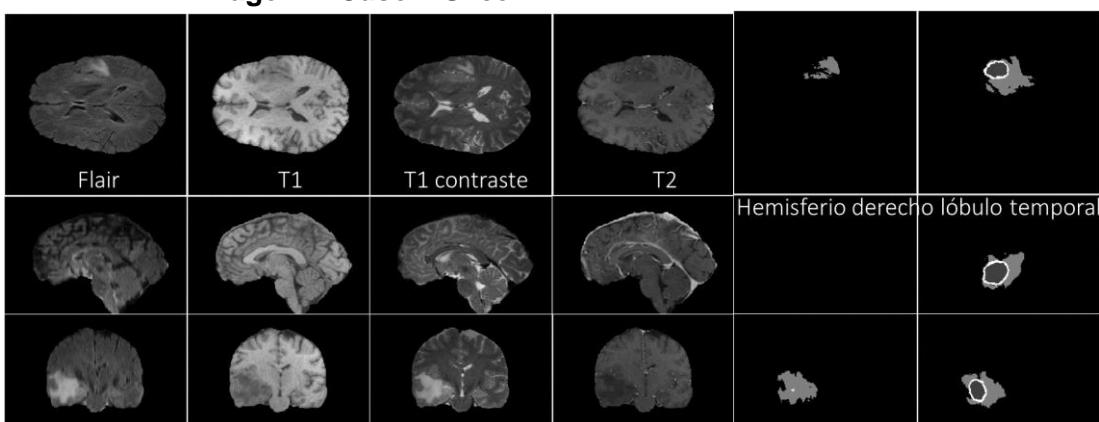
Imagen 3b. Caso 3 Slicer**Imagen 4. Caso 4 Slicer****Imagen 5. Caso 5 Slicer**

Imagen 6. Caso 6 Slicer**Imagen 7. Caso 7 Slicer**

2.5.2 Visualización del caso y el segmento del tumor en 3D

Imagen 8. Caso 1 3D

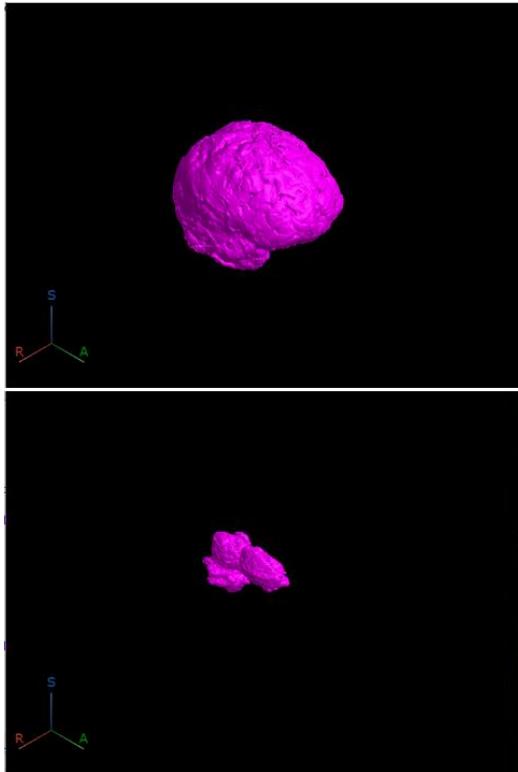


Imagen 10. Caso 3 3D

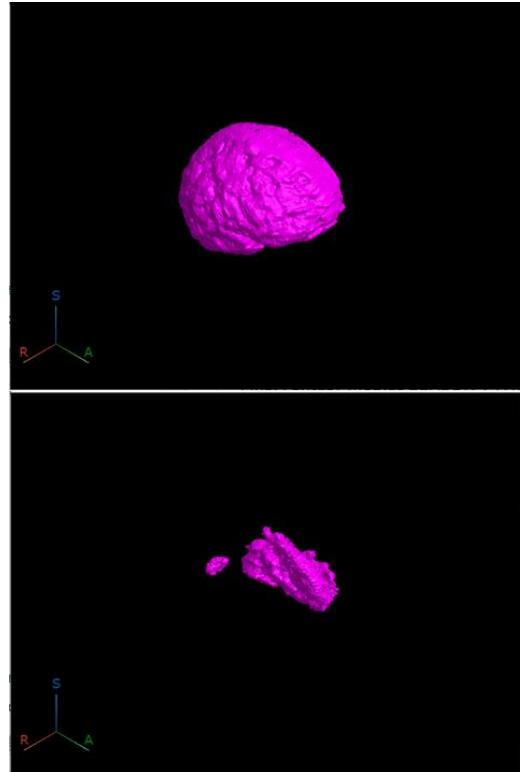


Imagen 9. Caso 2 3D

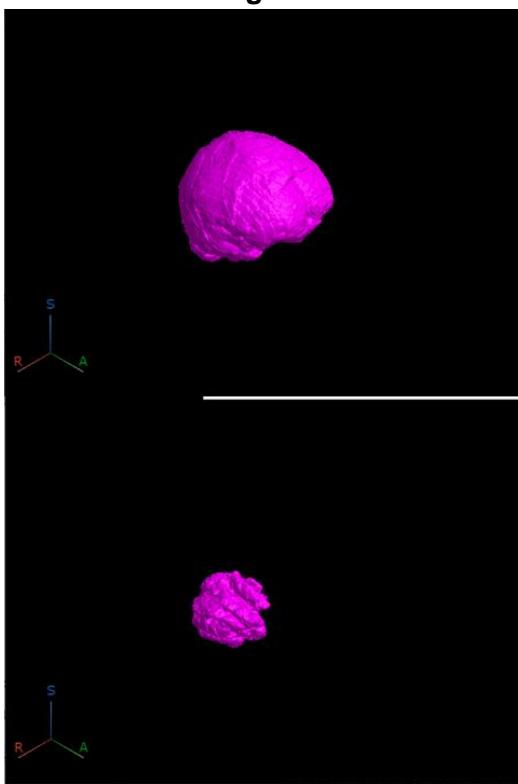


Imagen 11. Caso 4 3D

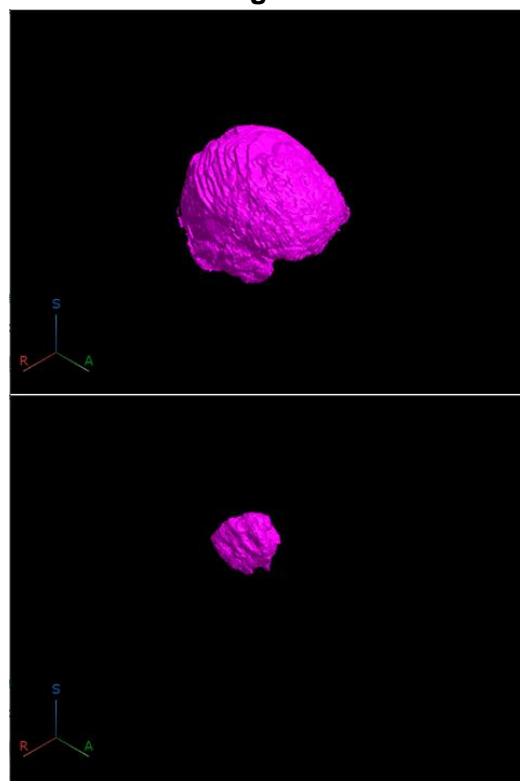
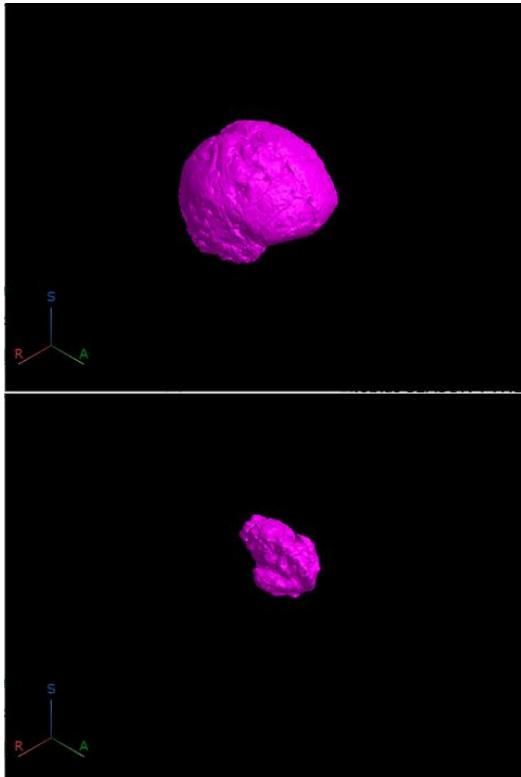
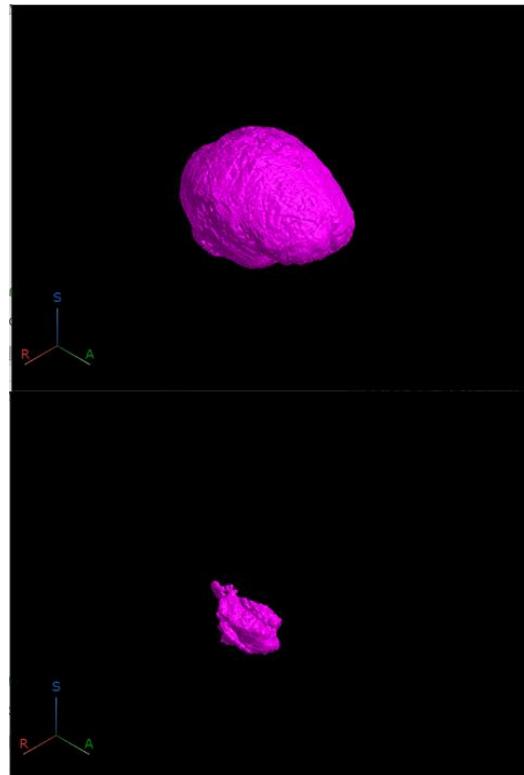
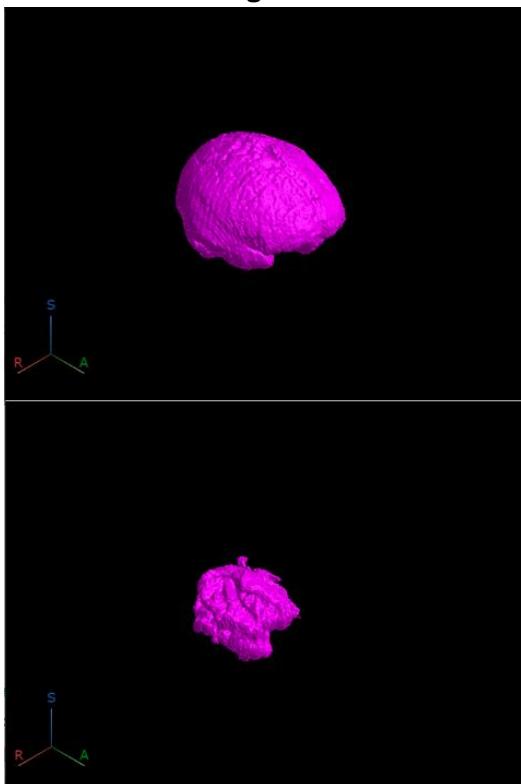


Imagen 12. Caso 5 3D**Imagen 14. Caso 7 3D****Imagen 13. Caso 6 3D**

2.5.3 Visualización del caso y el segmento del tumor en mapeo

Imagen 15. Mapeo caso 1

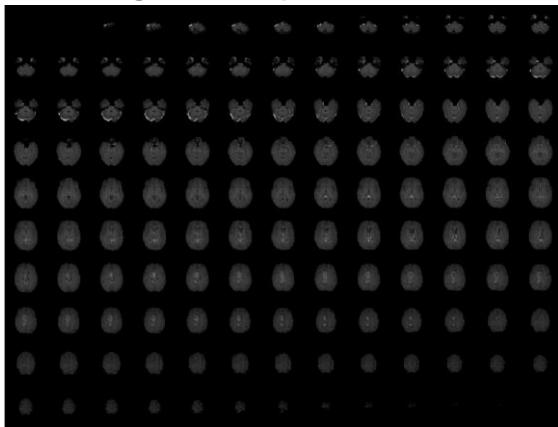


Imagen 19. Mapeo caso 3

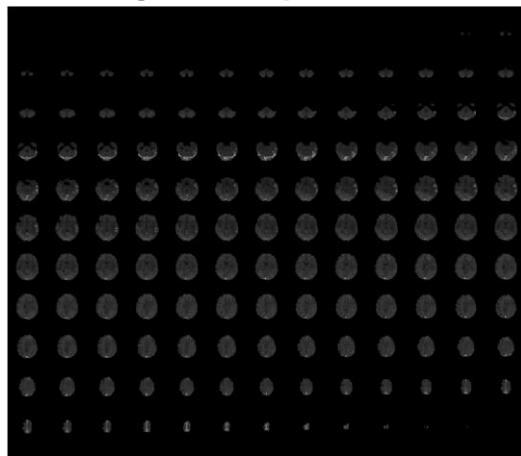


Imagen 16. Mapeo caso 1 segmento

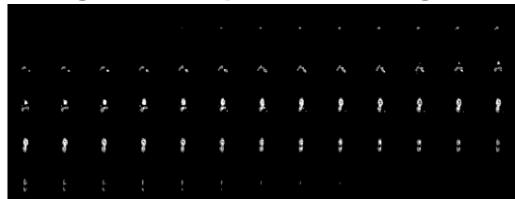


Imagen 20. Mapeo caso 3 segmento



Imagen 17. Mapeo caso 2

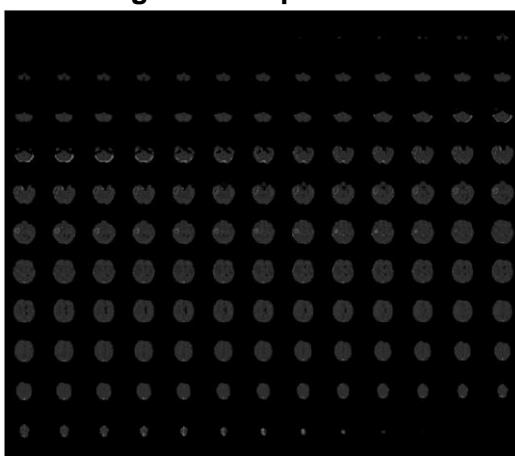


Imagen 21. Mapeo caso 4

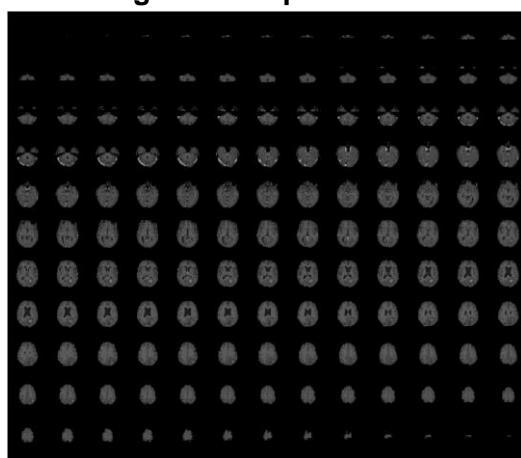


Imagen 18. Mapeo caso 2 segmento

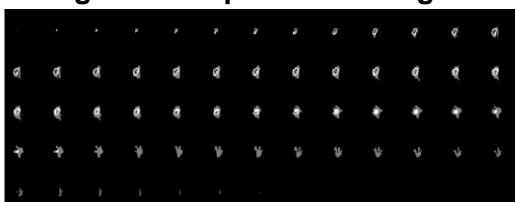


Imagen 22. Mapeo caso 4 segmento

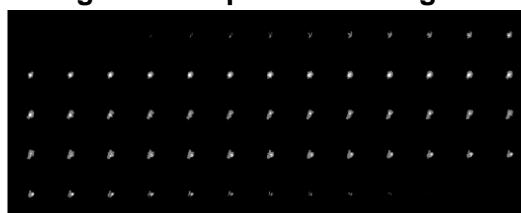


Imagen 23. Mapeo caso 5

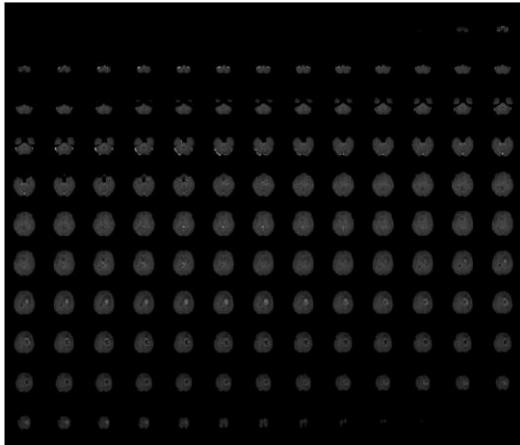


Imagen 24. Mapeo caso 5 segmento

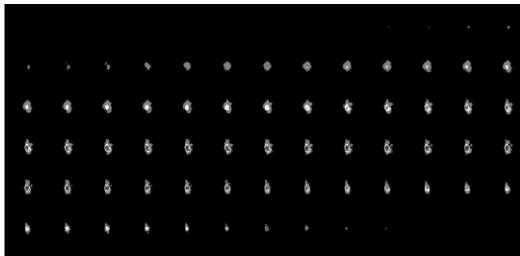


Imagen 25. Mapeo caso 6

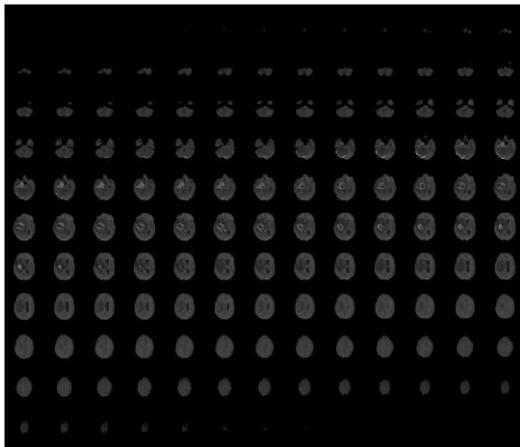


Imagen 26. Mapeo caso 6 segmento

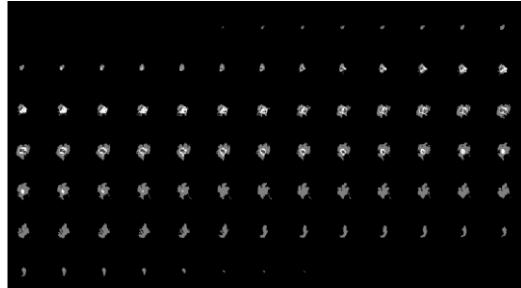


Imagen 27. Mapeo caso 7

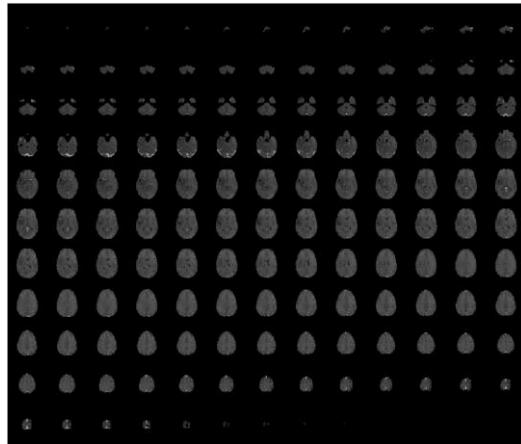
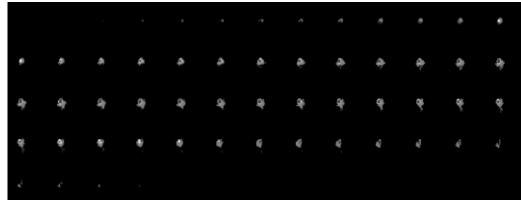


Imagen 28. Mapeo caso 7 segmento



2.5.4 Visualización de corregistro

Imagen 29. Corregistro 3D

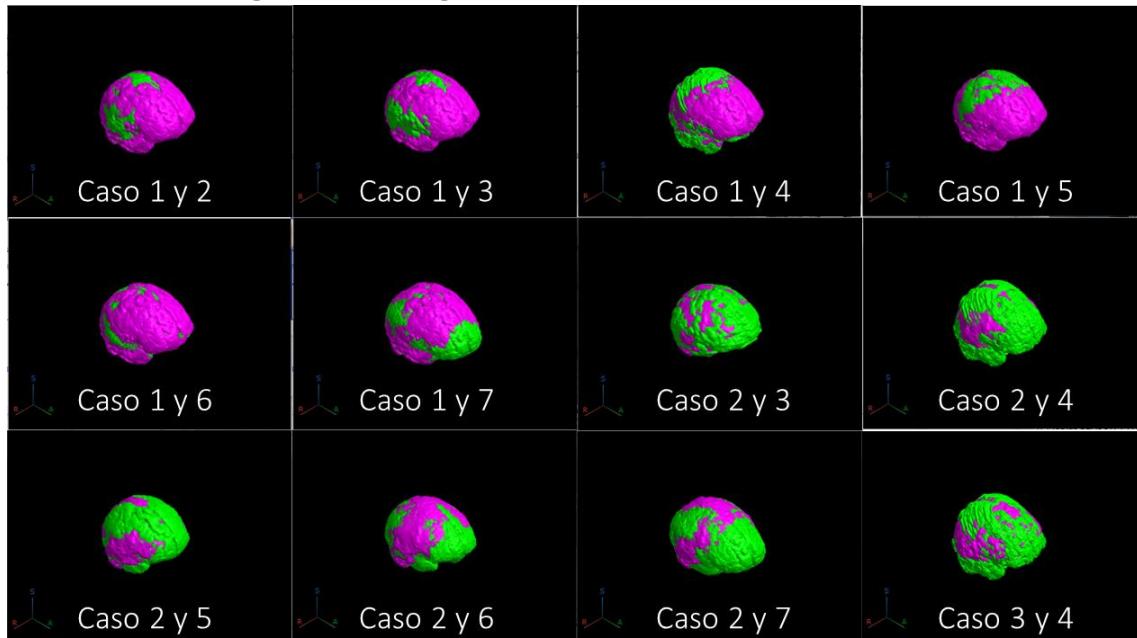


Imagen 30. Corregistro 3D

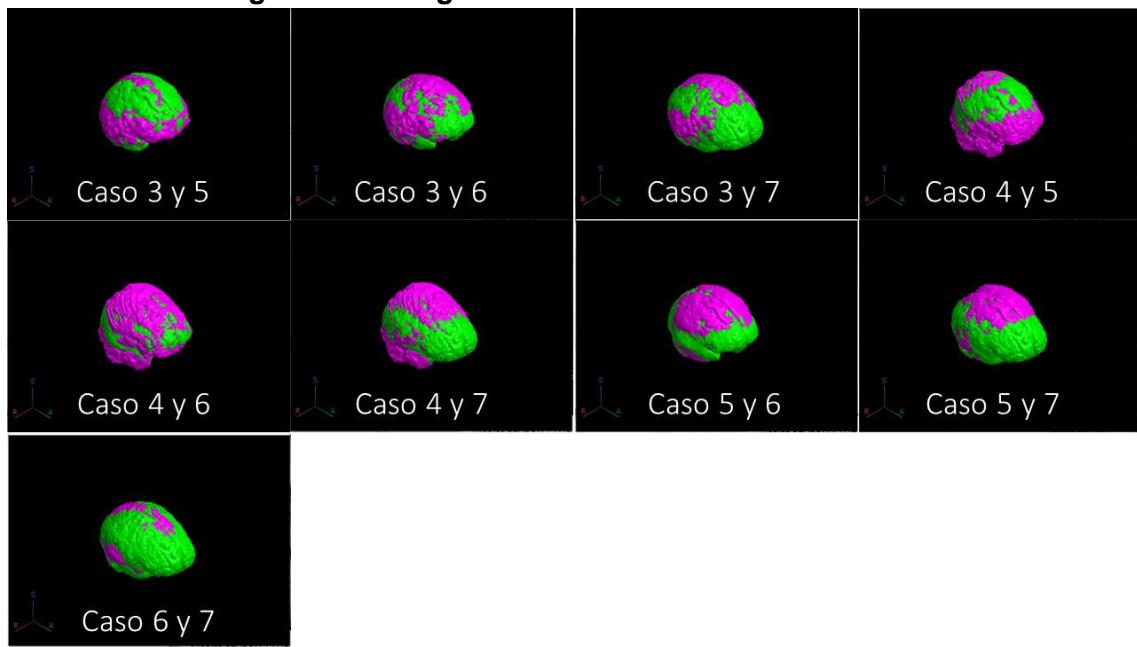
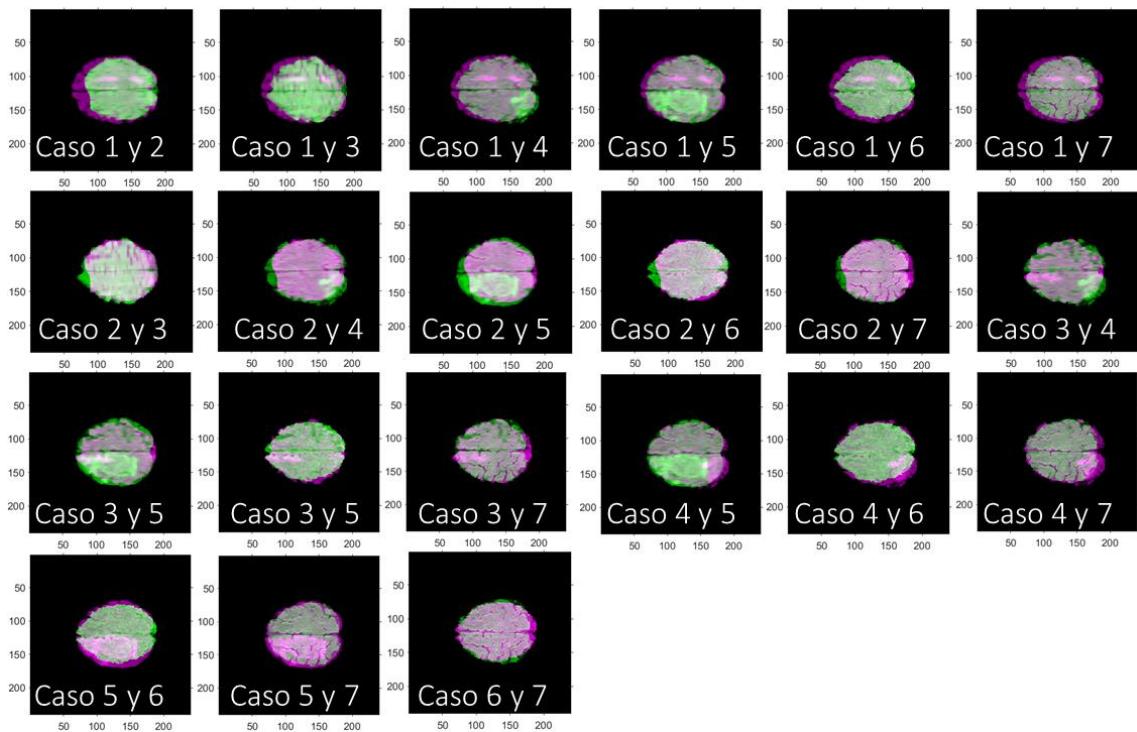


Imagen 31. Corregistro 2D

2.5.5 Graficas de las componentes principales

Imagen 32. Grafica componentes principales caso 1

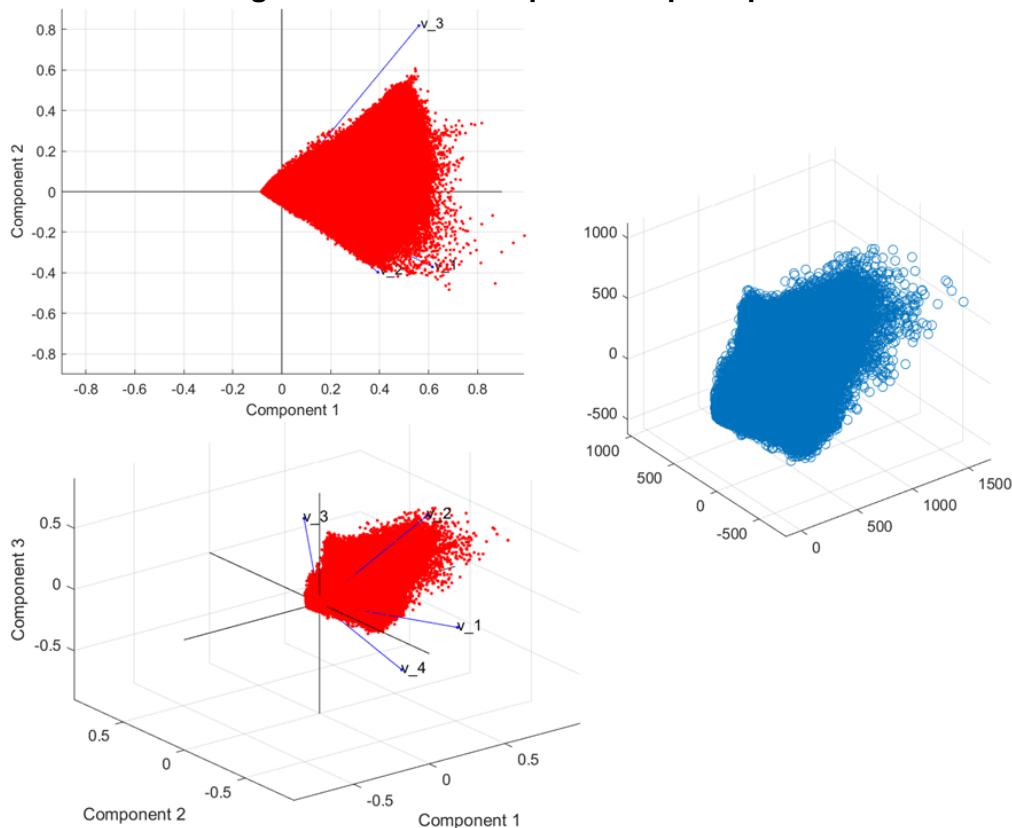


Imagen 33. Grafica componentes principales caso 2

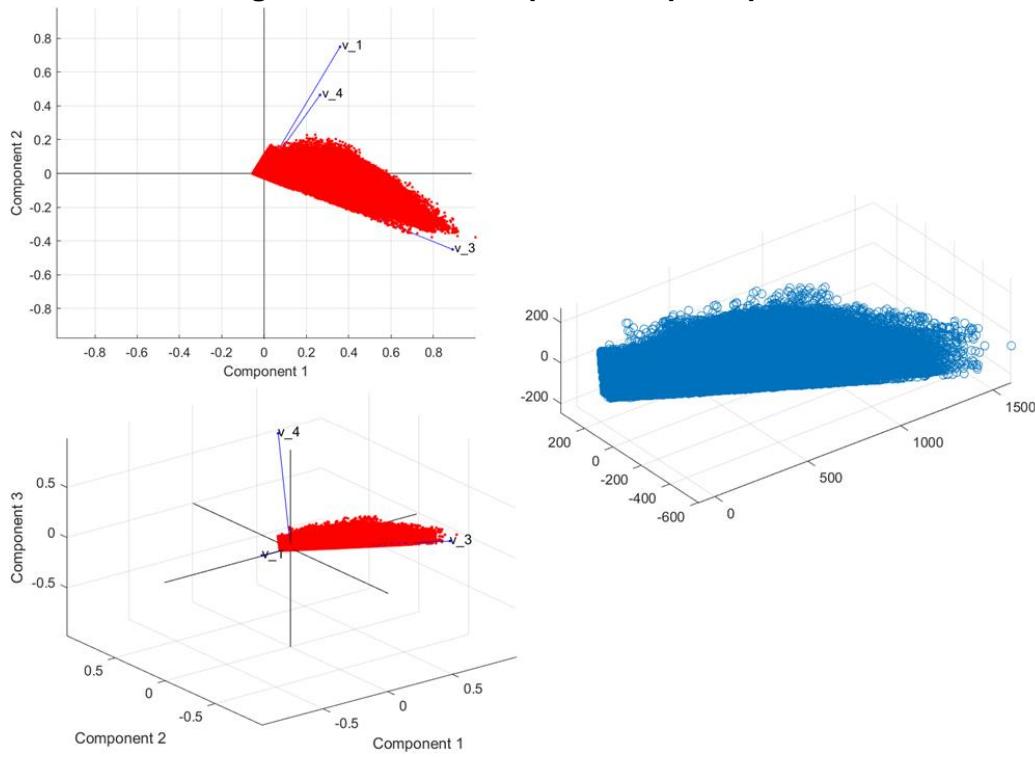


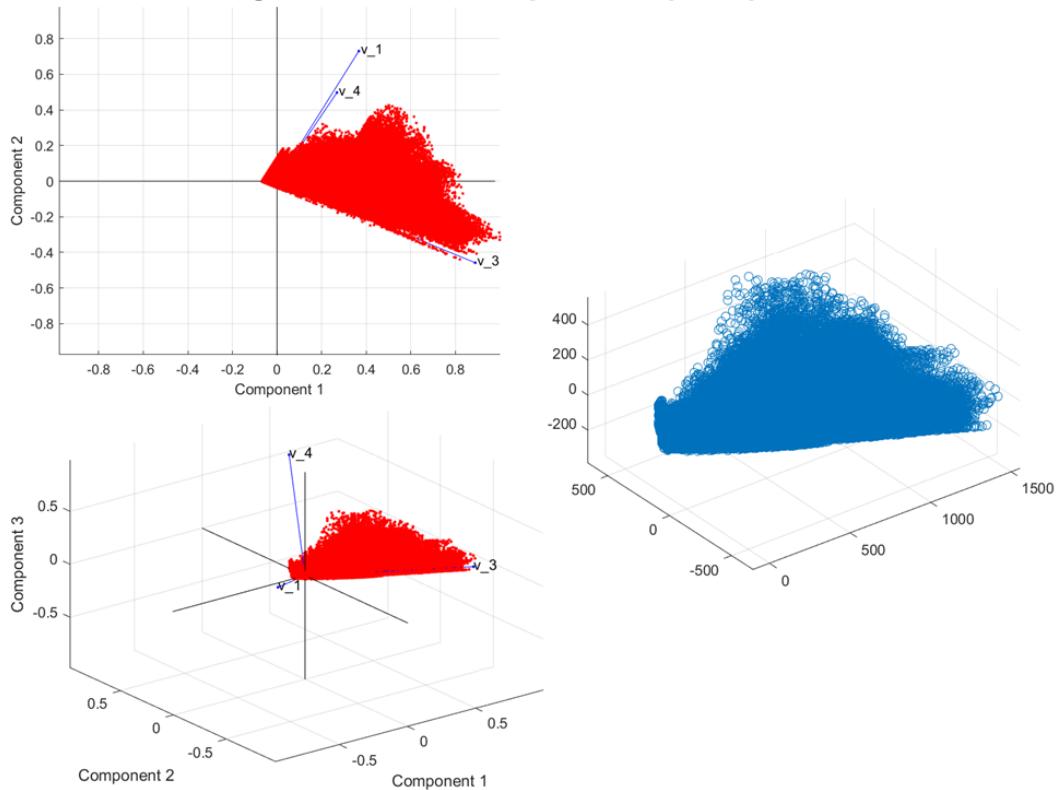
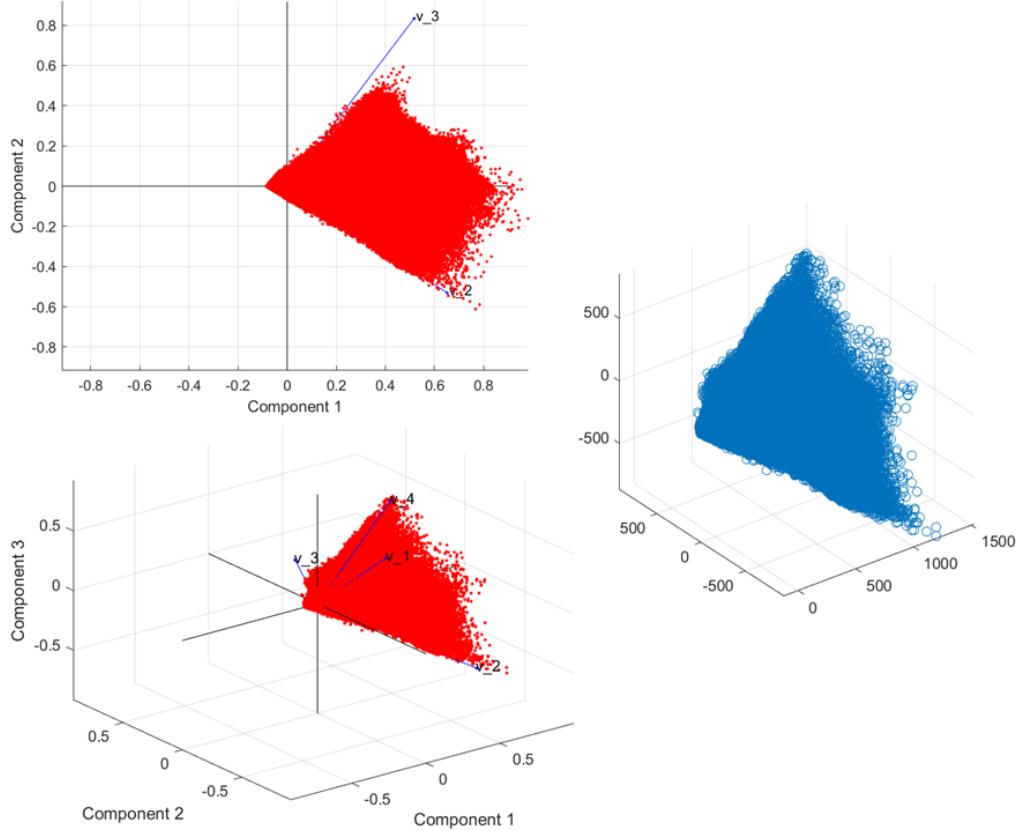
Imagen 34. Grafica componentes principales caso 3**Imagen 35. Grafica componentes principales caso 4**

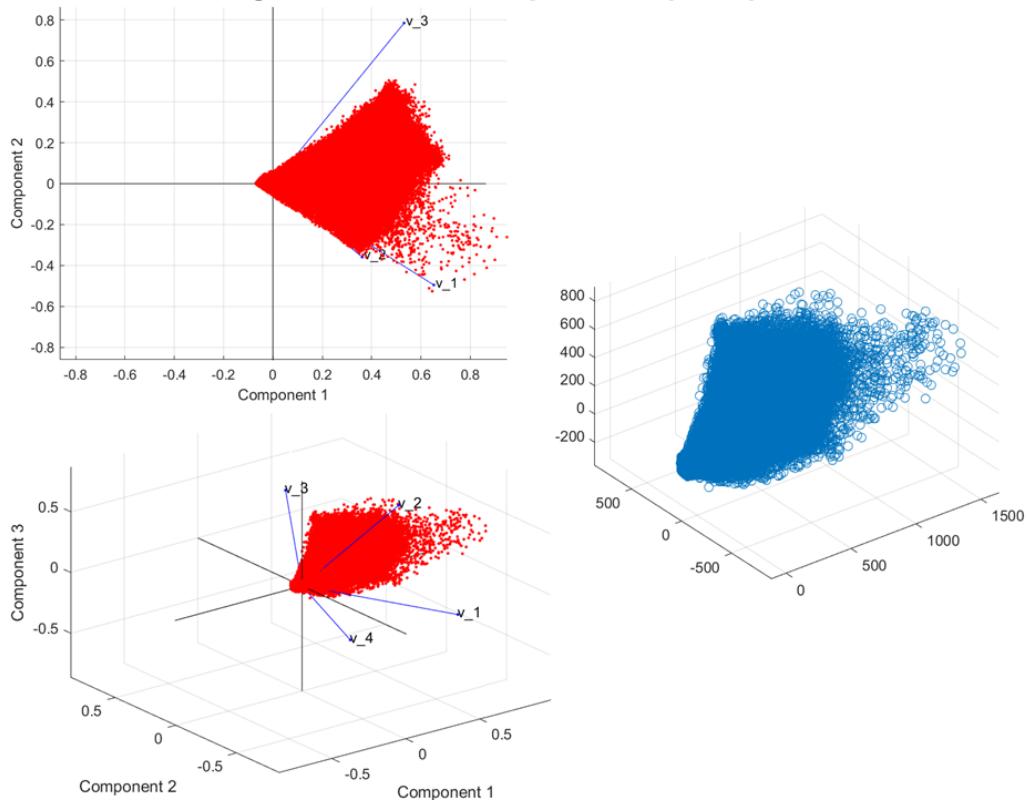
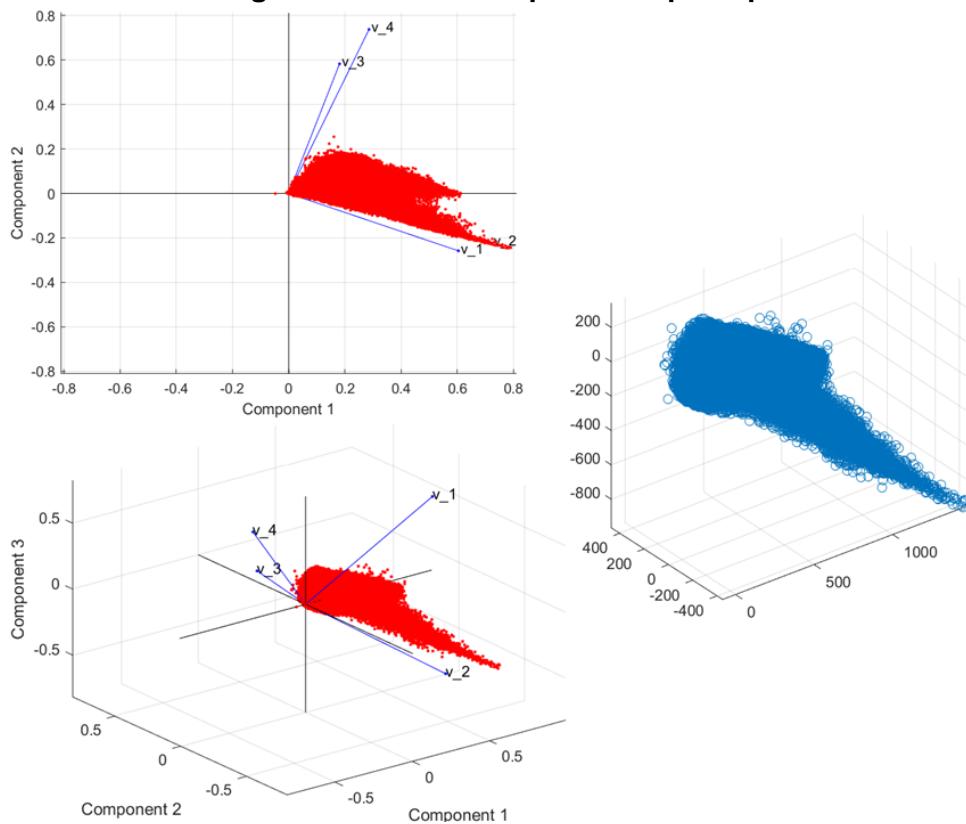
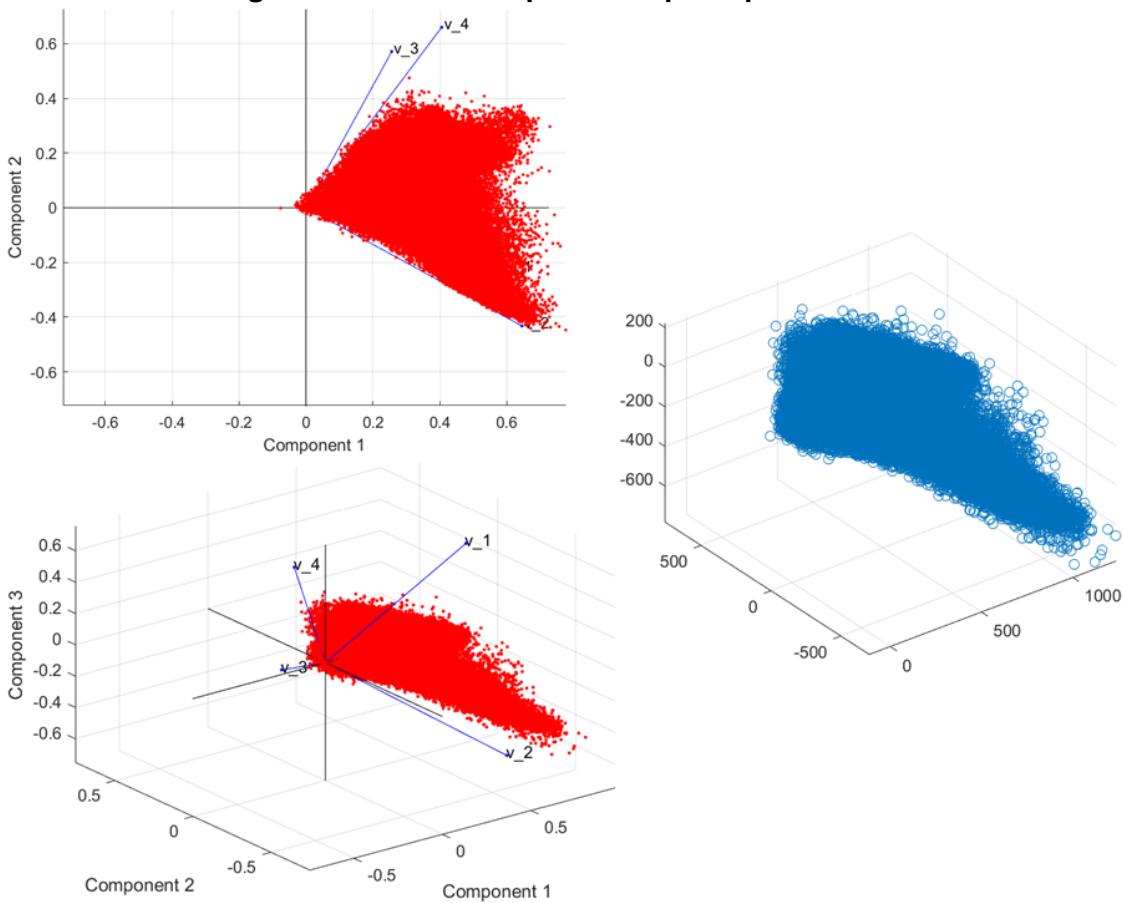
Imagen 36. Grafica componentes principales caso 5**Imagen 37. Grafica componentes principales caso 6**

Imagen 38. Grafica componentes principales caso 7

2.5.6 Visualización de las 4 componentes principales en Slicer

Imagen 39. Componentes principales caso 1

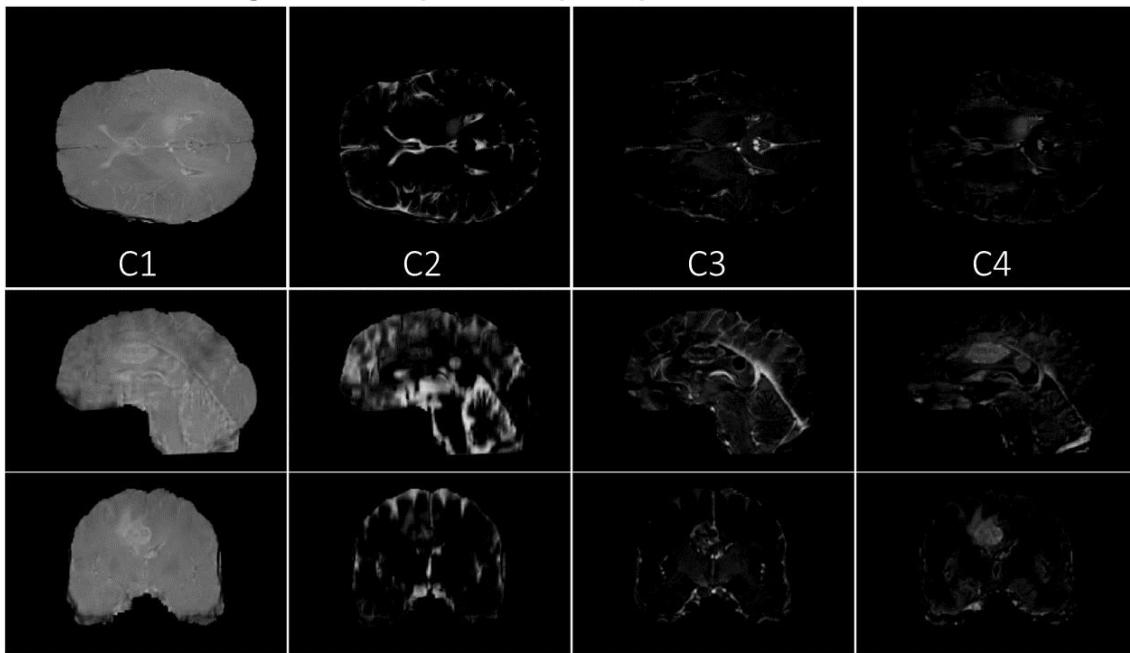


Imagen 40. Componentes principales caso 2

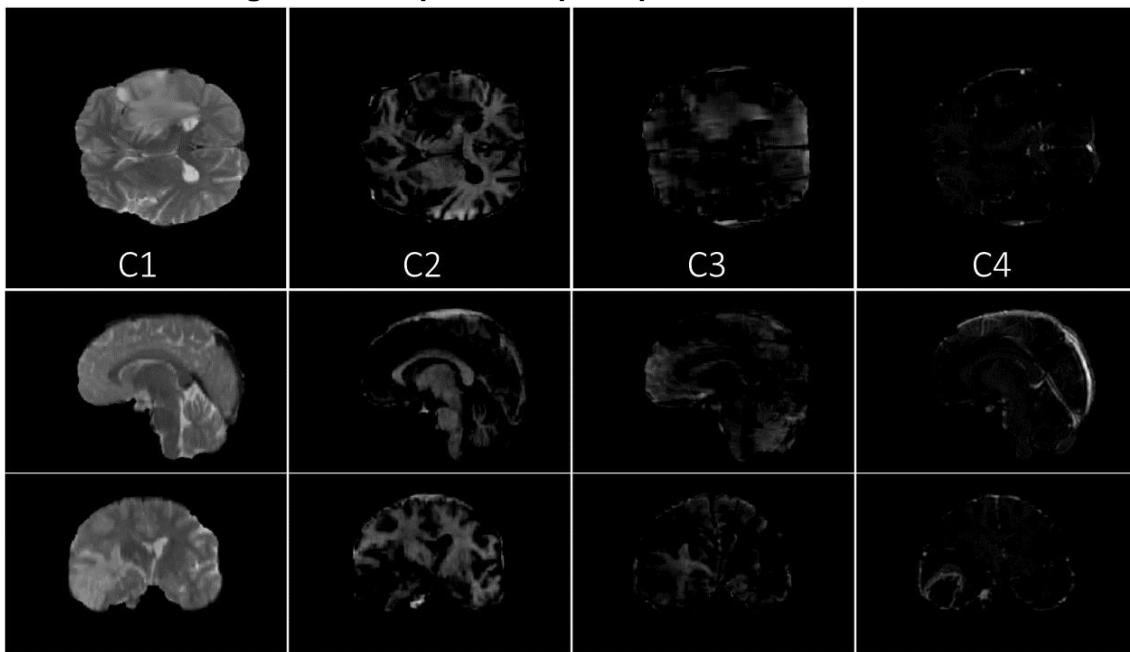


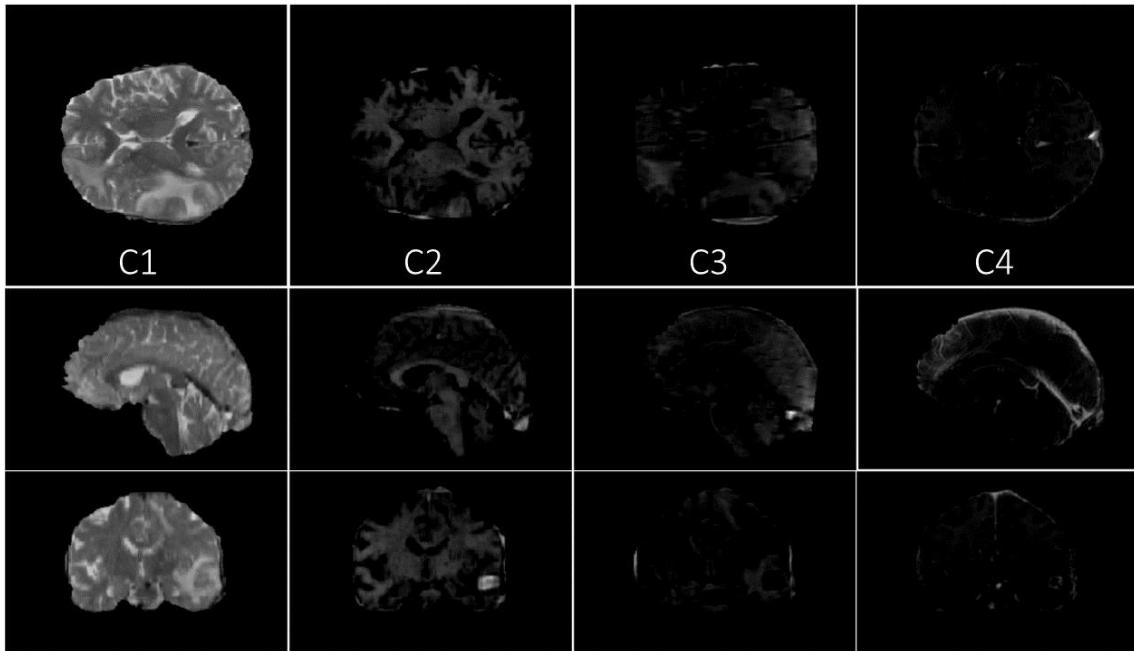
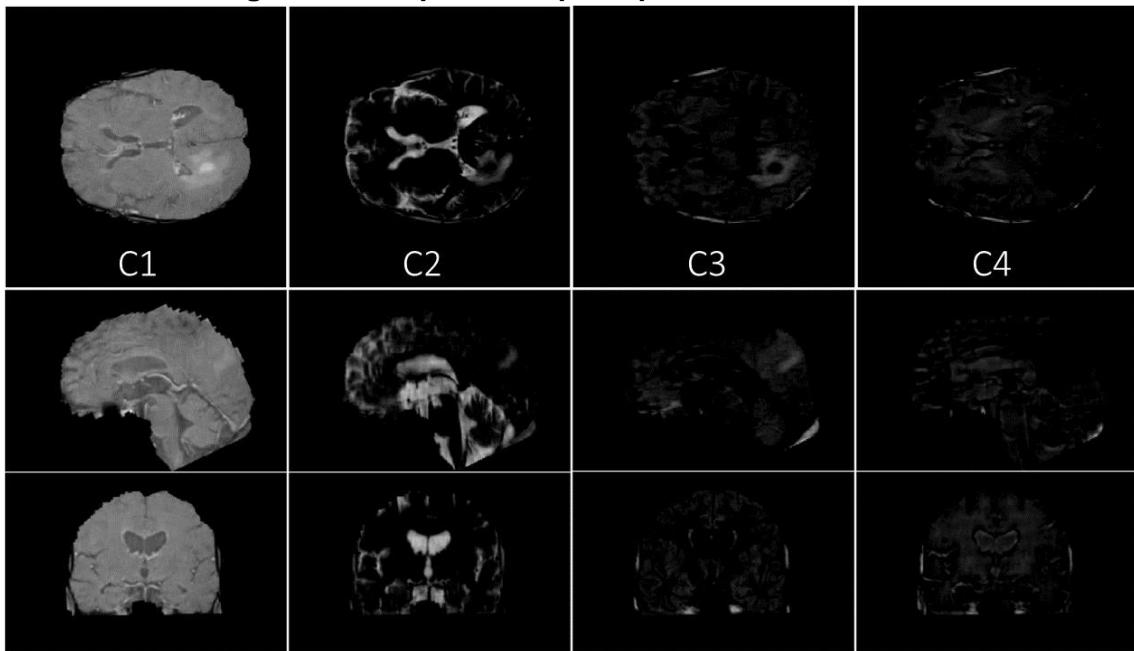
Imagen 41. Componentes principales caso 3**Imagen 42. Componentes principales caso 4**

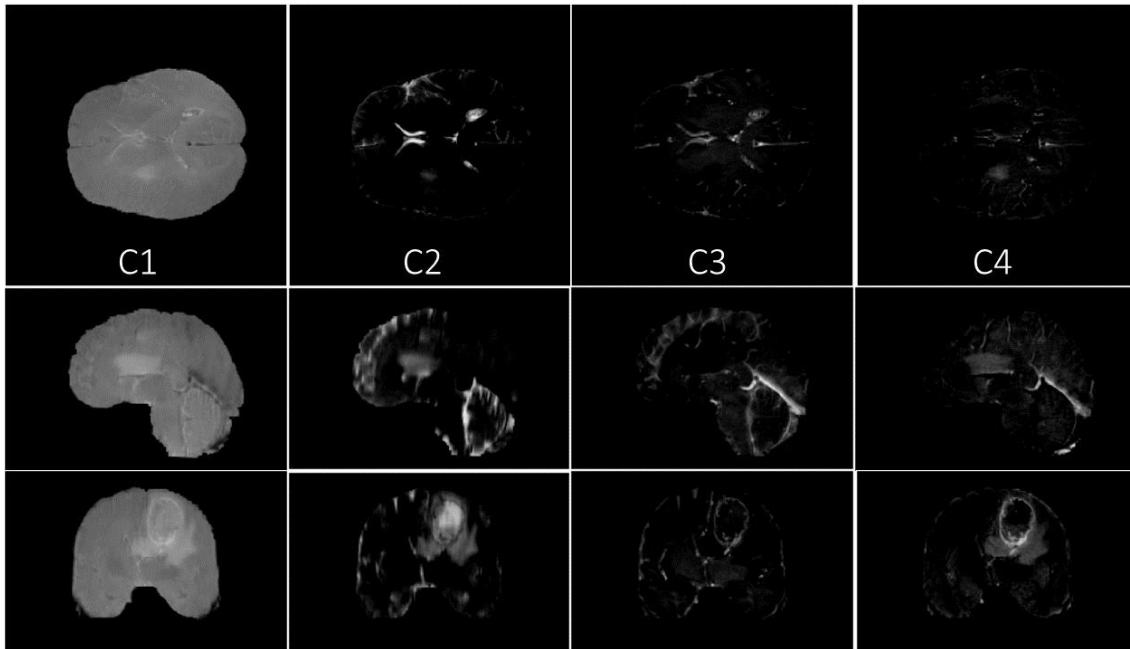
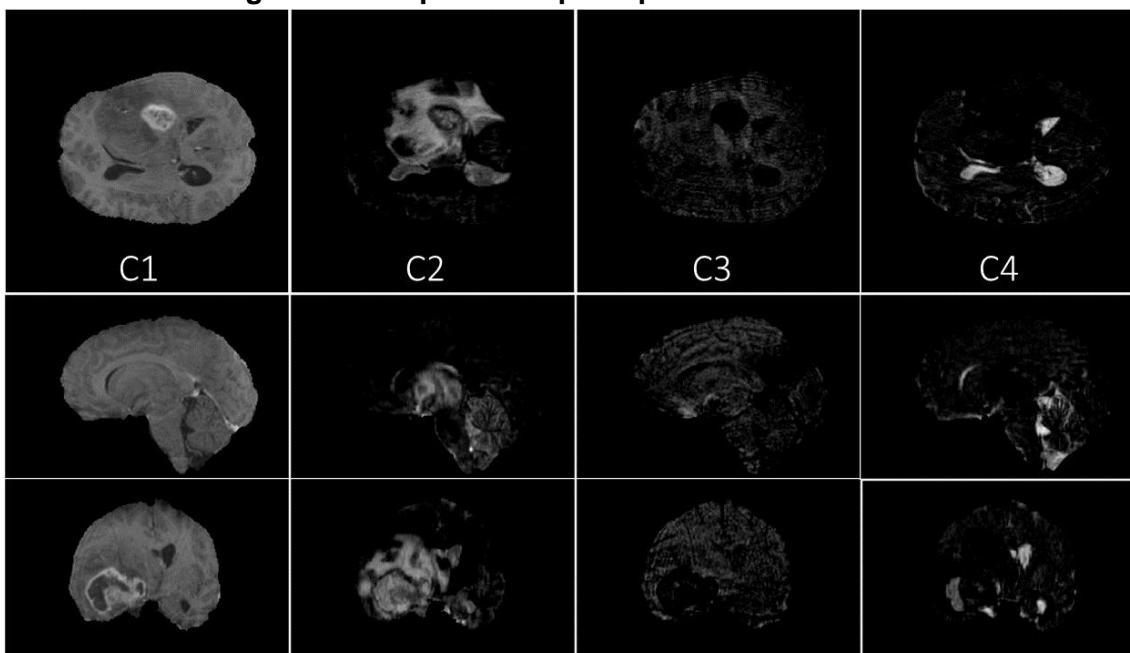
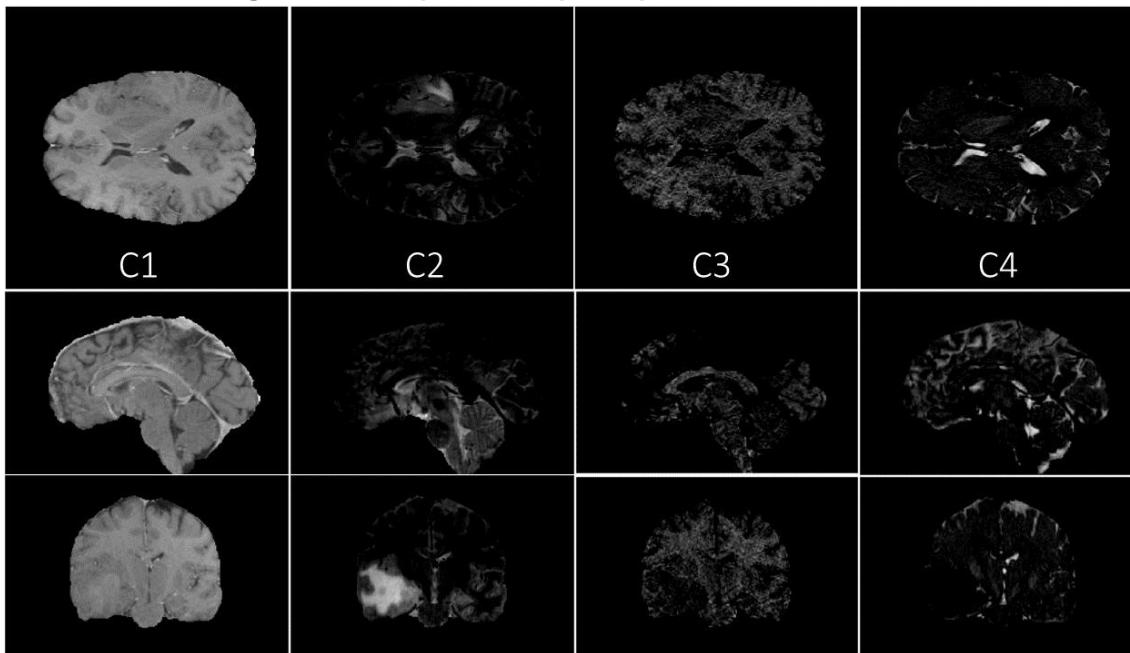
Imagen 43. Componentes principales caso 5**Imagen 44. Componentes principales caso 6**

Imagen 45. Componentes principales caso 7

2.5.7 Comparación componentes principales con modalidades

Imagen 46. Comparacion caso 1 corte axial

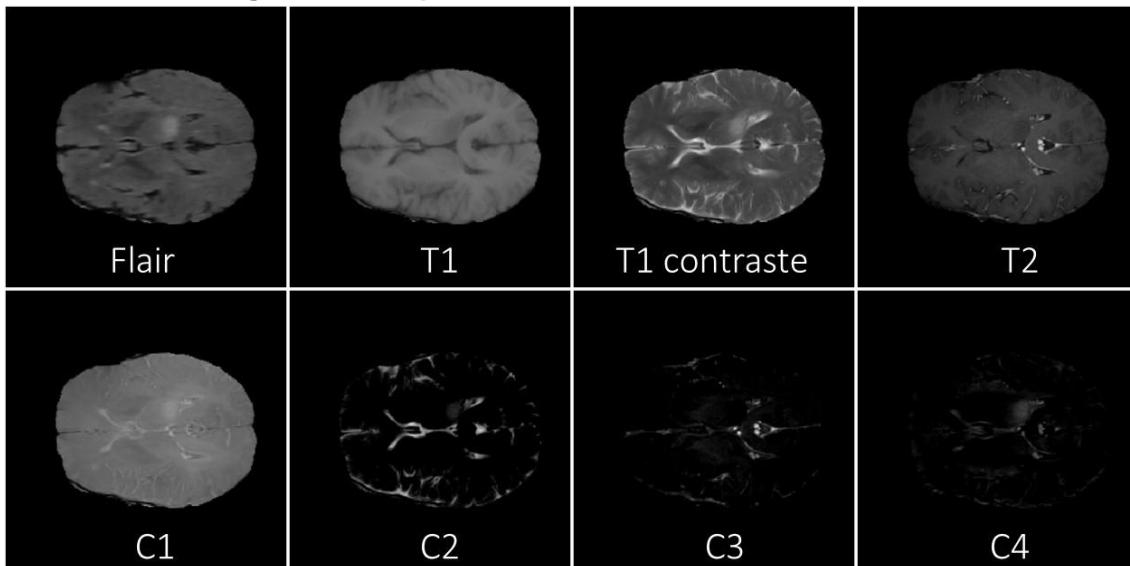


Imagen 47. Comparacion caso 1 corte coronal

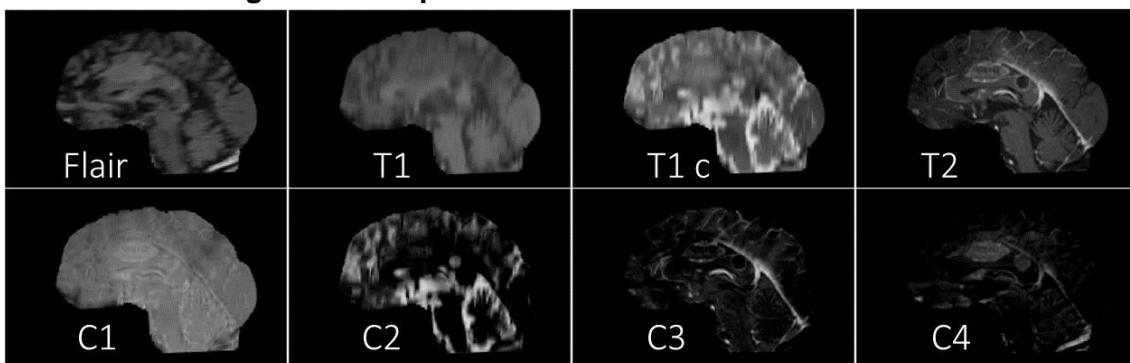


Imagen 48. Comparacion caso 1 corte sagital

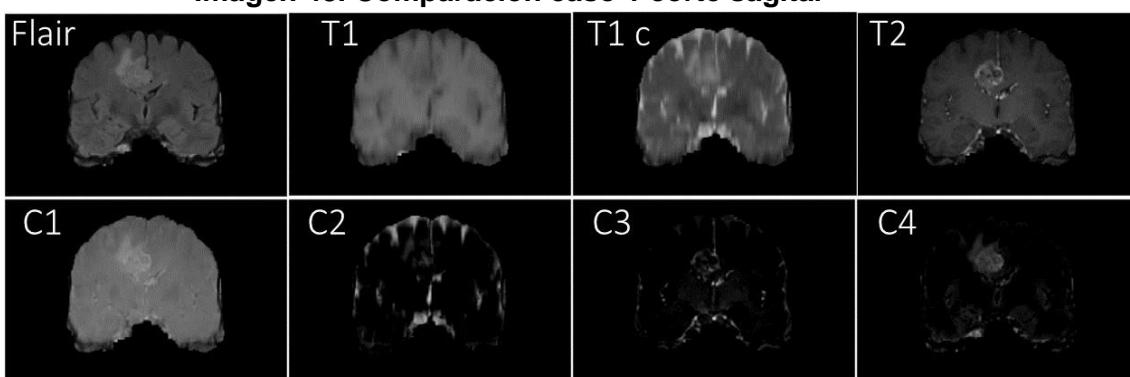


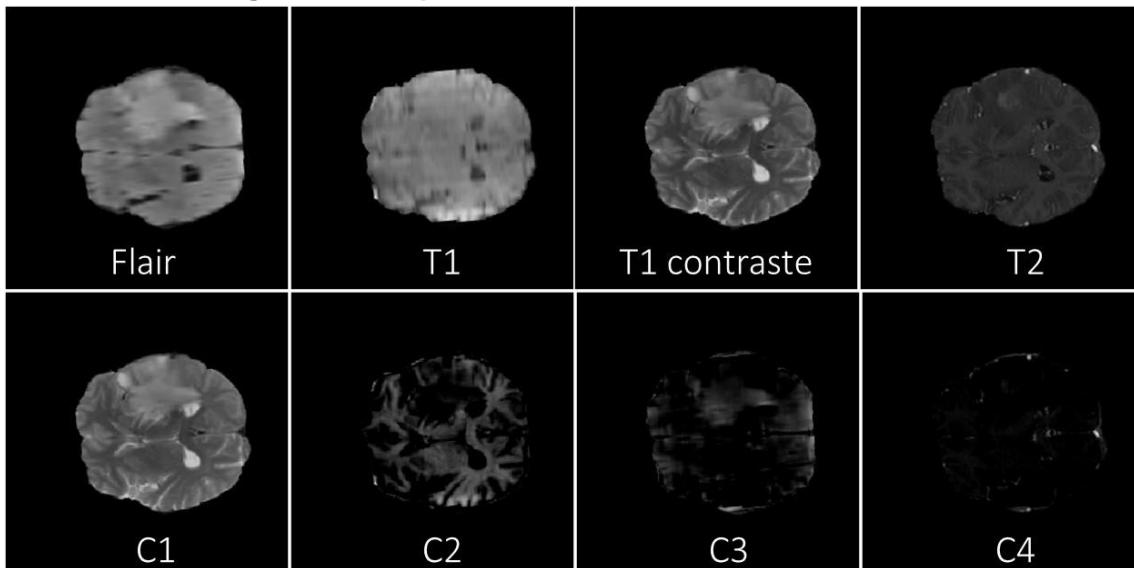
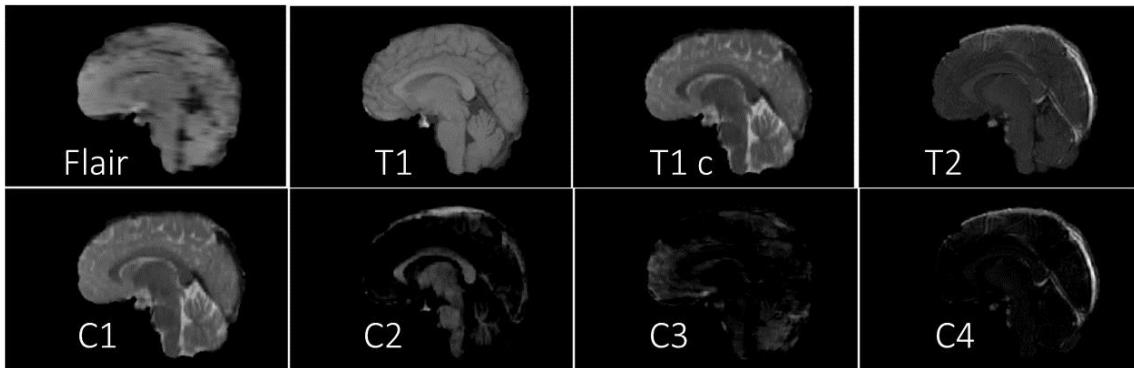
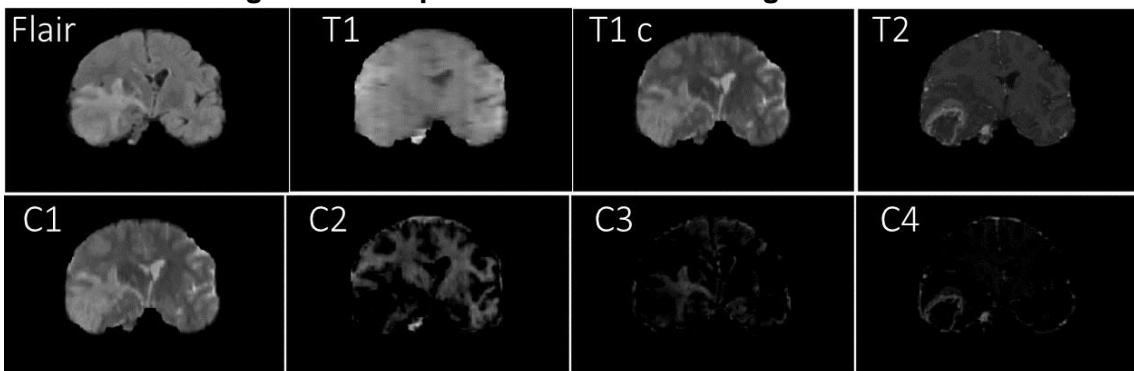
Imagen 49. Comparacion caso 2 corte axial**Imagen 50. Comparacion caso 2 corte coronal****Imagen 51. Comparacion caso 2 corte sagital**

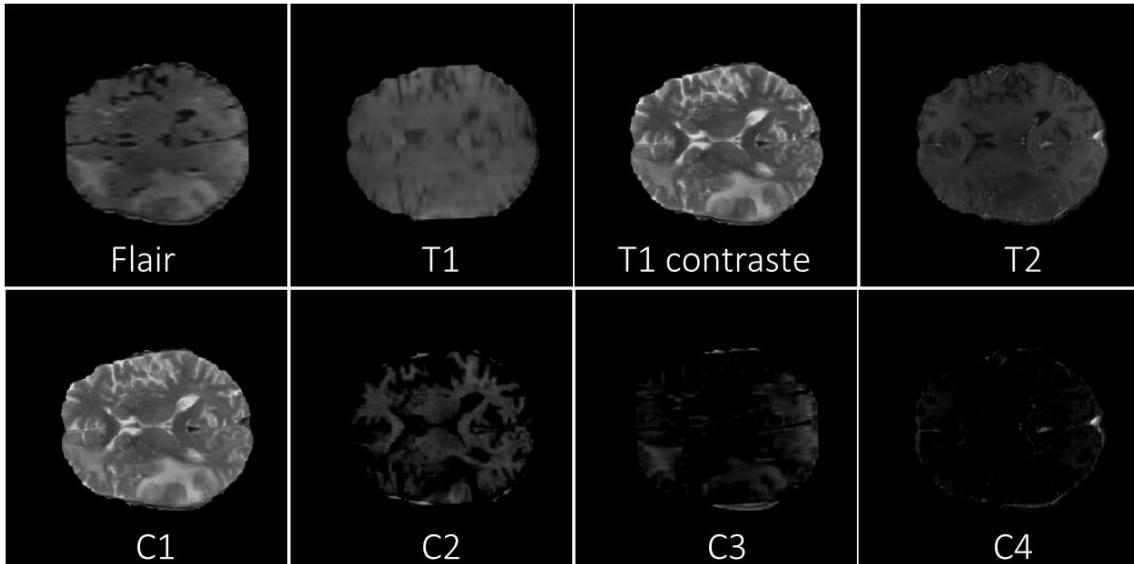
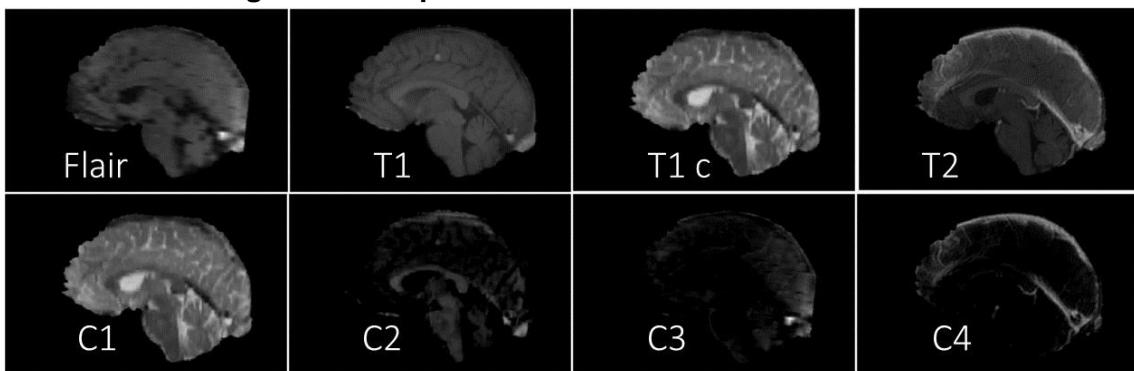
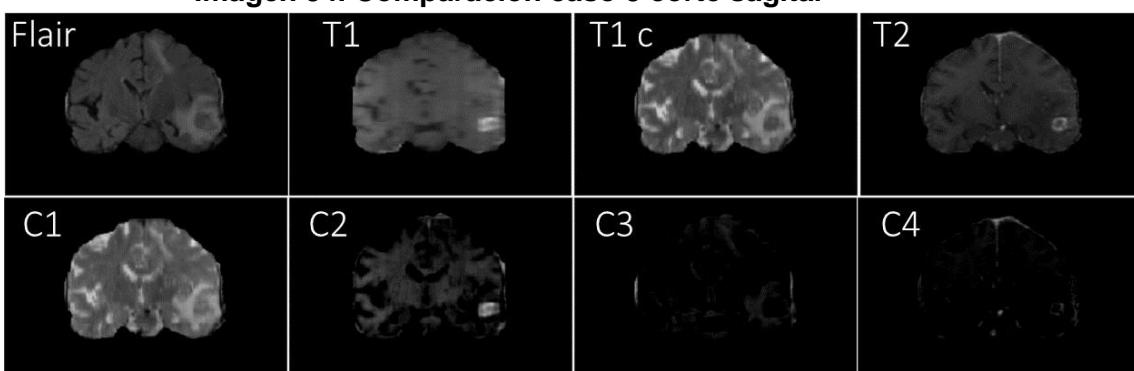
Imagen 52. Comparacion caso 3 corte axial**Imagen 53. Comparacion caso 3 corte coronal****Imagen 54. Comparacion caso 3 corte sagital**

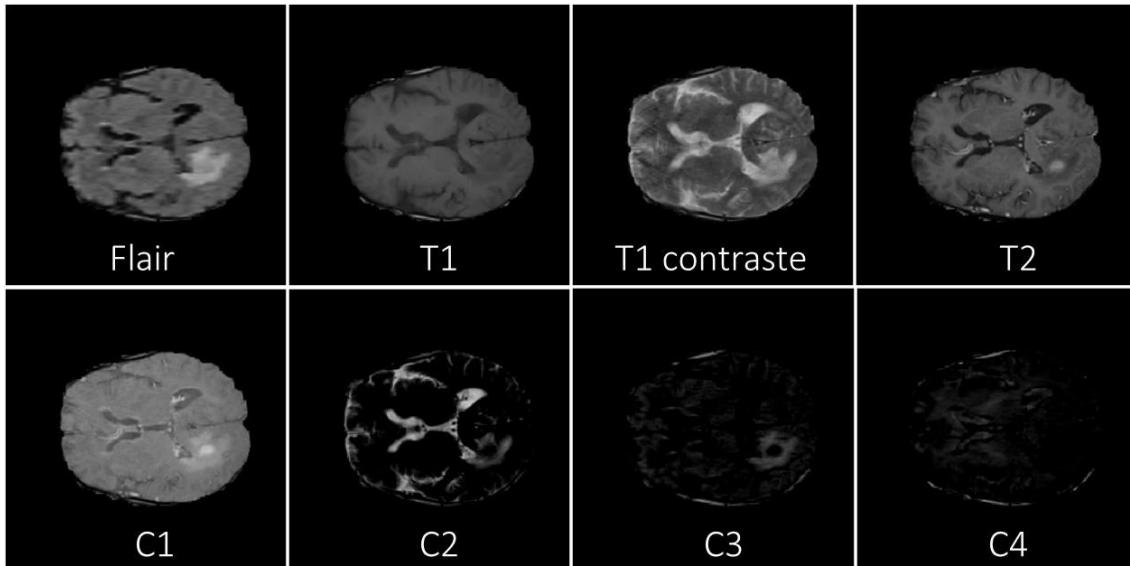
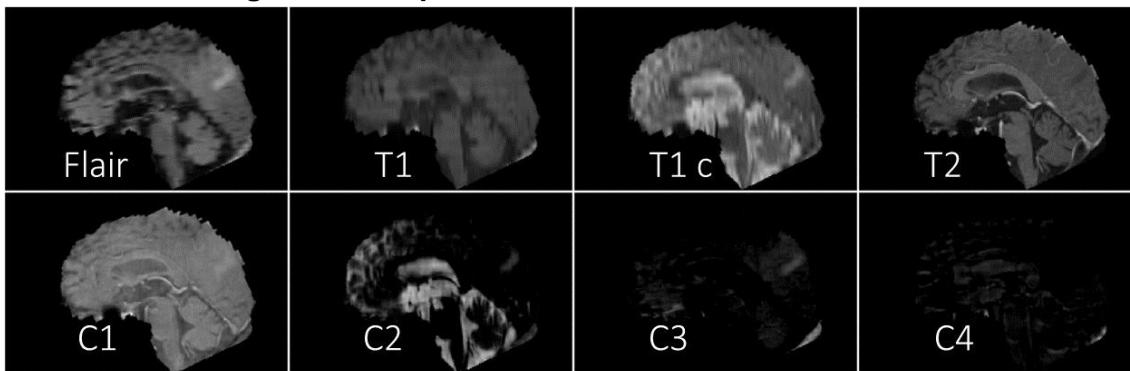
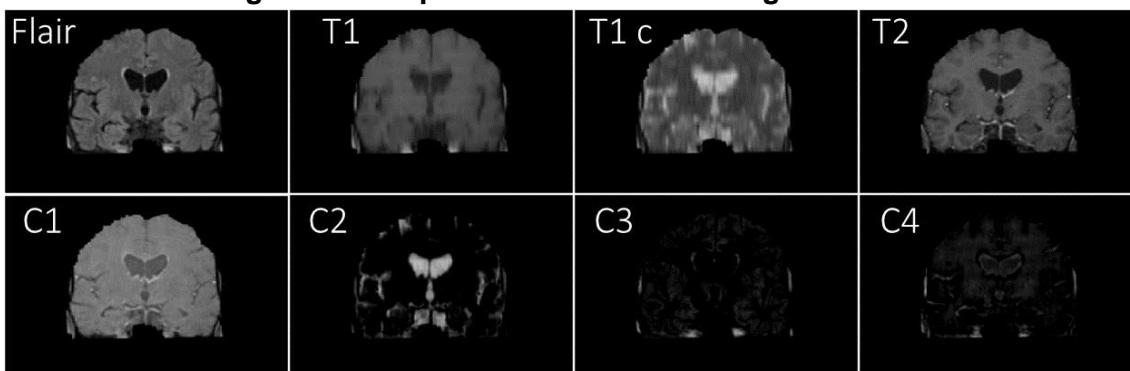
Imagen 55. Comparacion caso 4 corte axial**Imagen 56. Comparacion caso 4 corte coronal****Imagen 57. Comparacion caso 4 corte sagital**

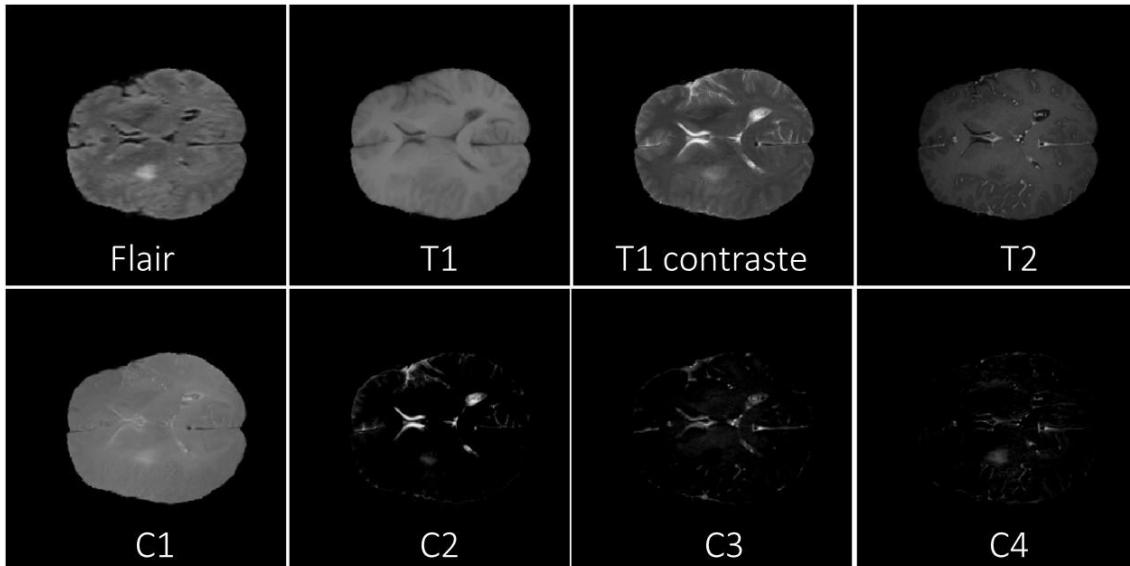
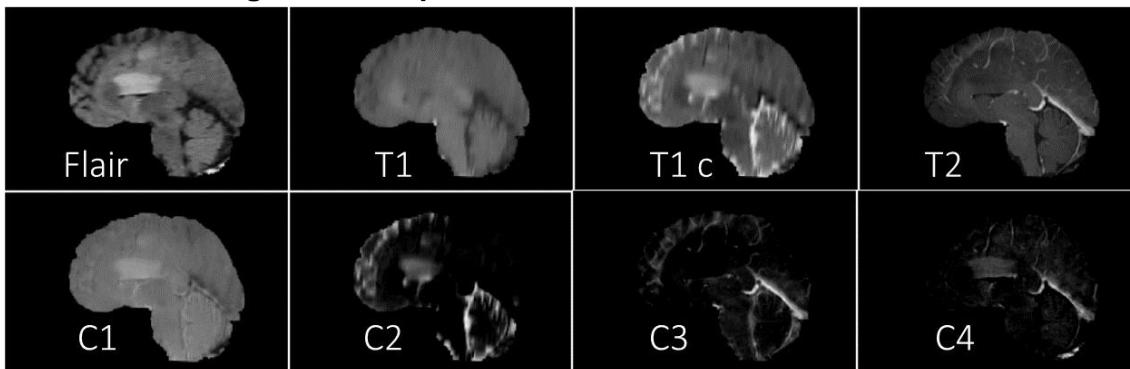
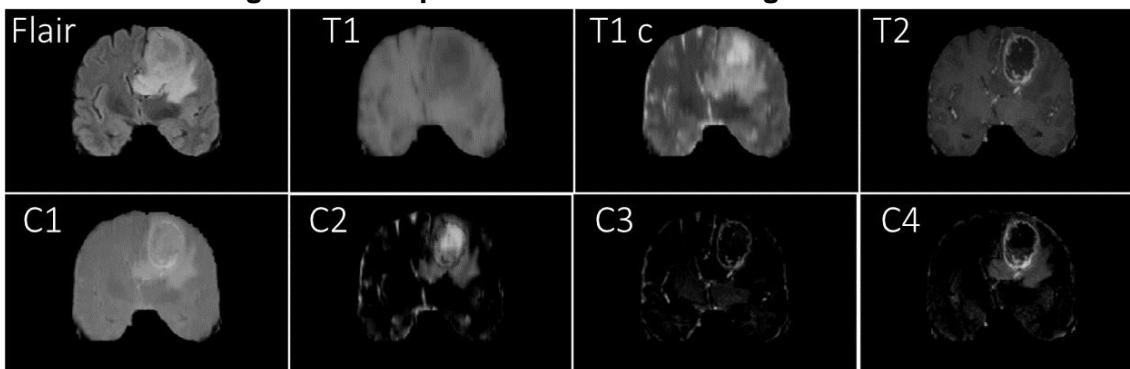
Imagen 58. Comparacion caso 5 corte axial**Imagen 59. Comparacion caso 5 corte coronal****Imagen 60. Comparacion caso 5 corte sagital**

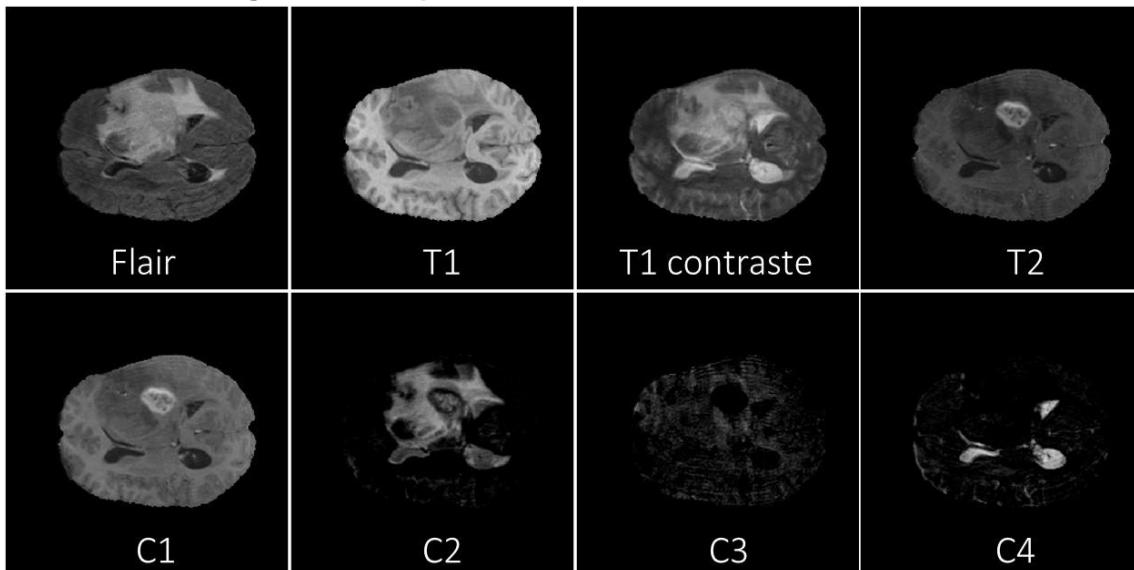
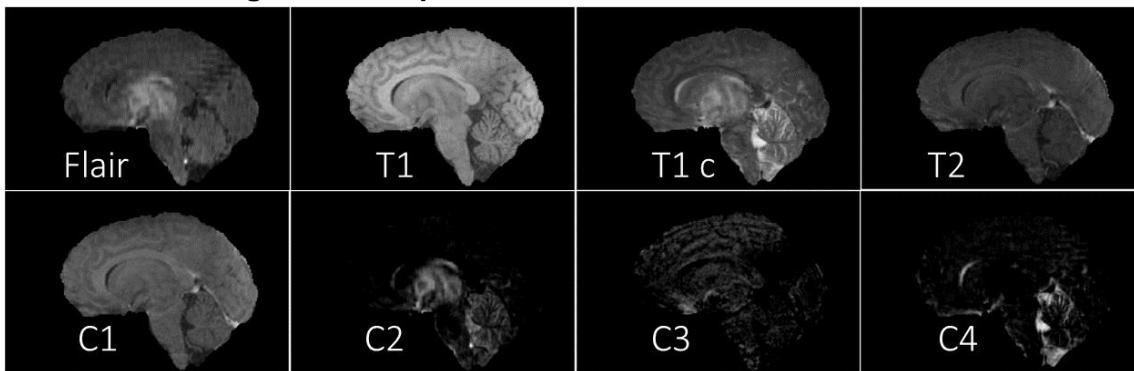
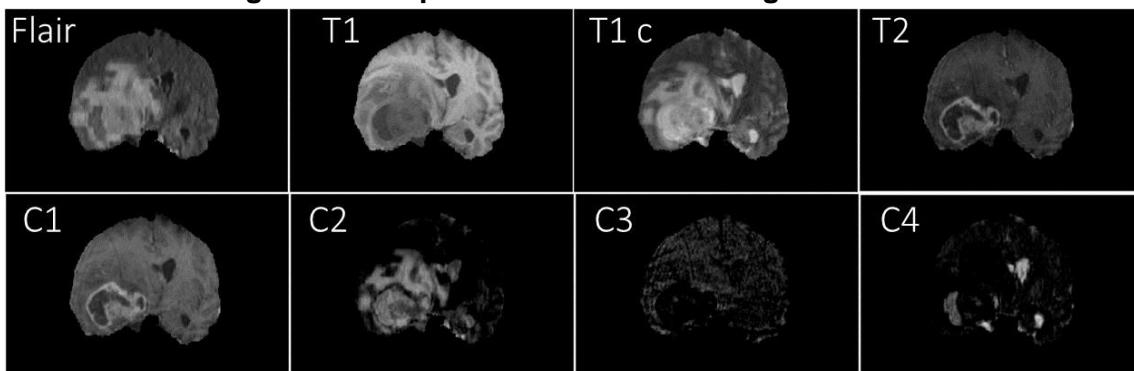
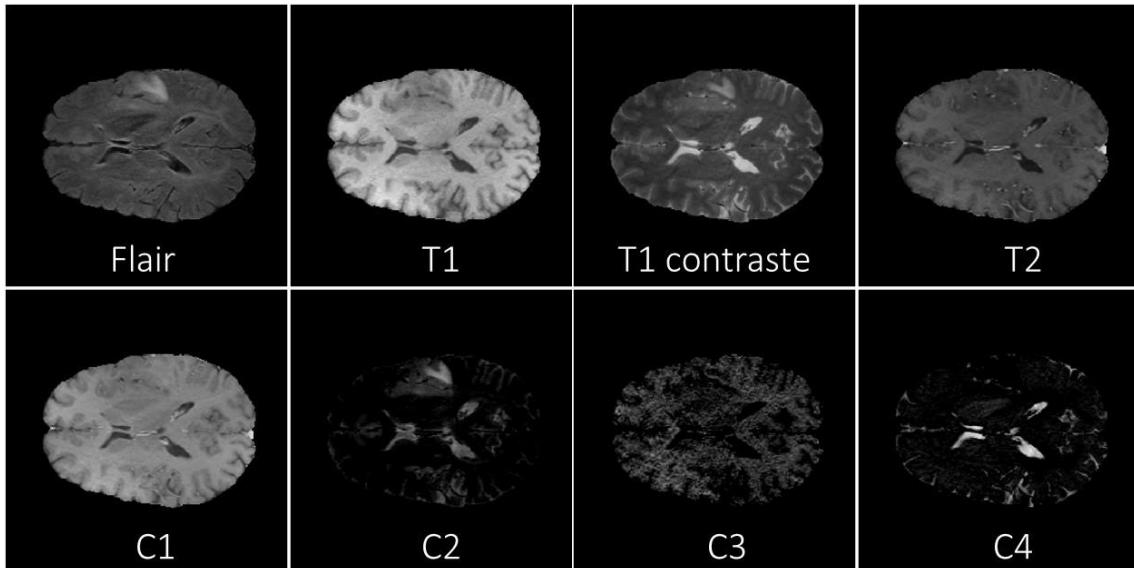
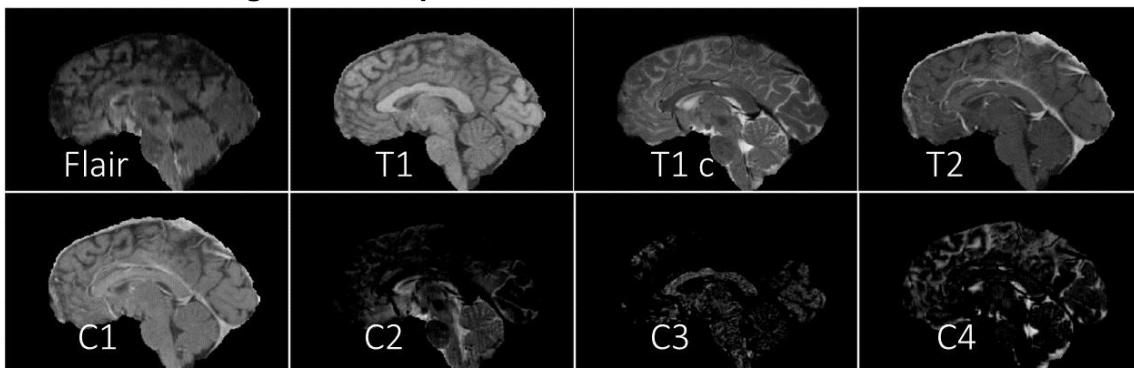
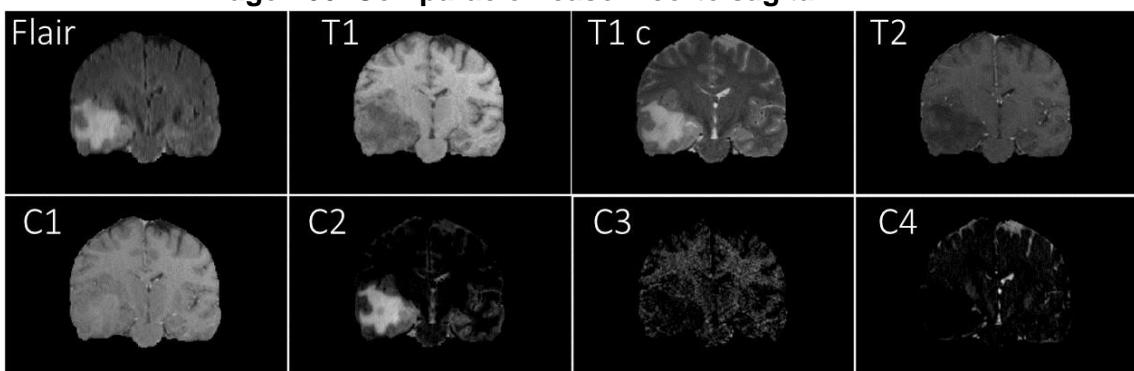
Imagen 61. Comparacion caso 6 corte axial**Imagen 62. Comparacion caso 6 corte coronal****Imagen 63. Comparacion caso 6 corte sagital**

Imagen 64. Comparacion caso 7 corte axial**Imagen 65. Comparacion caso 7 corte coronal****Imagen 66. Comparacion caso 7 corte sagital**

2.5.8 Tablas de comparación de radiomica

Tabla 1. Comparacion radiomica caso 1

| Forma componente | reducidos | Forma modalidad | reducidos |
|-----------------------|-----------|----------------------|-----------|
| 21 | 5 | 21 | 5 |
| | | | |
| Intensidad componente | reducidos | Intensidad modalidad | reducidos |
| 49 | 16 | 49 | 20 |
| | | | |
| Textura componente | reducidos | Textura modalidad | reducidos |
| 136 | 28 | 136 | 21 |

Tabla 2. Comparacion radiomica caso 2

| Forma componente | reducidos | Forma modalidad | reducidos |
|-----------------------|-----------|----------------------|-----------|
| 21 | 4 | 21 | 4 |
| | | | |
| Intensidad componente | reducidos | Intensidad modalidad | reducidos |
| 49 | 16 | 49 | 15 |
| | | | |
| Textura componente | reducidos | Textura modalidad | reducidos |
| 136 | 28 | 136 | 22 |

Tabla 3. Comparacion radiomica caso 3

| Forma componente | reducidos | Forma modalidad | reducidos |
|-----------------------|-----------|----------------------|-----------|
| 21 | 3 | 21 | 4 |
| | | | |
| Intensidad componente | reducidos | Intensidad modalidad | reducidos |
| 49 | 12 | 49 | 12 |
| | | | |
| Textura componente | reducidos | Textura modalidad | reducidos |
| 136 | 11 | 136 | 16 |

Tabla 4. Comparacion radiomica caso 4

| Forma componente | reducidos | Forma modalidad | reducidos |
|-----------------------|-----------|----------------------|-----------|
| 21 | 4 | 21 | 4 |
| | | | |
| Intensidad componente | reducidos | Intensidad modalidad | reducidos |
| 49 | 20 | 49 | 14 |
| | | | |
| Textura componente | reducidos | Textura modalidad | reducidos |
| 136 | 31 | 136 | 20 |

Tabla 5. Comparacion radiomica caso 5

| Forma componente | reducidos | Forma modalidad | reducidos |
|-----------------------|-----------|----------------------|-----------|
| 21 | 4 | 21 | 4 |
| | | | |
| Intensidad componente | reducidos | Intensidad modalidad | reducidos |
| 49 | 18 | 49 | 16 |
| | | | |
| Textura componente | reducidos | Textura modalidad | reducidos |
| 136 | 37 | 136 | 31 |

Tabla 6. Comparacion radiomica caso 6

| Forma componente | reducidos | Forma modalidad | reducidos |
|-----------------------|-----------|----------------------|-----------|
| 21 | 6 | 21 | 6 |
| | | | |
| Intensidad componente | reducidos | Intensidad modalidad | reducidos |
| 49 | 22 | 49 | 19 |
| | | | |
| Textura componente | reducidos | Textura modalidad | reducidos |
| 136 | 30 | 136 | 24 |

Tabla 7. Comparacion radiomica caso 7

| Forma componente | reducidos | Forma modalidad | reducidos |
|-----------------------|-----------|----------------------|-----------|
| 21 | 3 | 21 | 3 |
| | | | |
| Intensidad componente | reducidos | Intensidad modalidad | reducidos |
| 49 | 20 | 49 | 23 |
| | | | |
| Textura componente | reducidos | Textura modalidad | reducidos |
| 136 | 33 | 136 | 30 |

2.5.9 Visualizar características radiómicas

Imagen 67. Características radiómicas caso 1

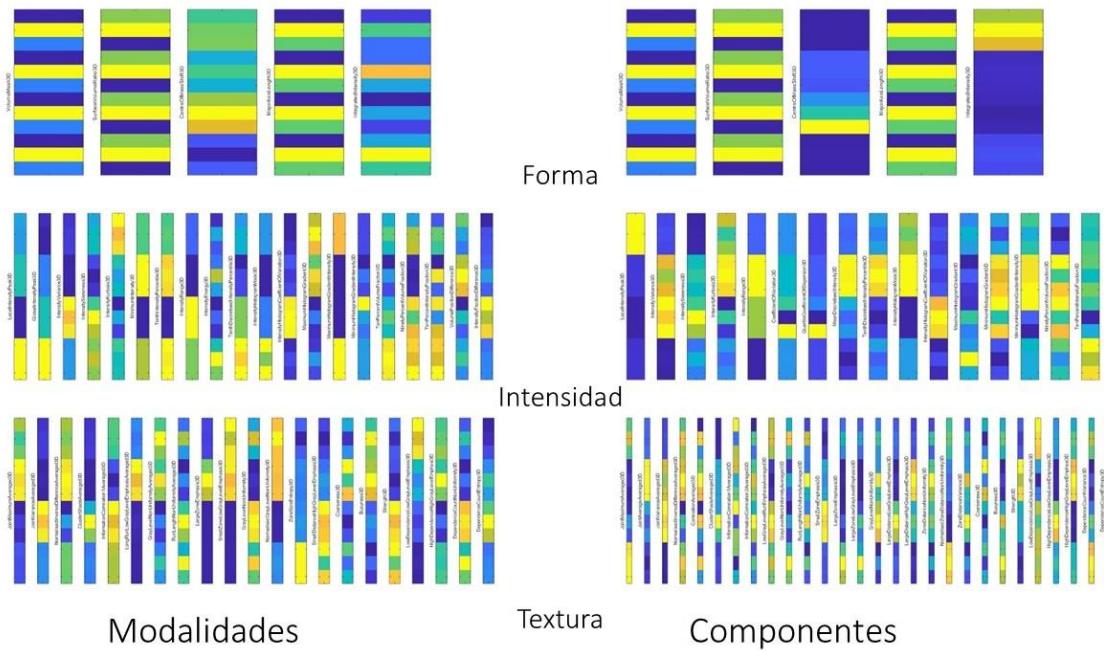


Imagen 68. Características radiómicas caso 2

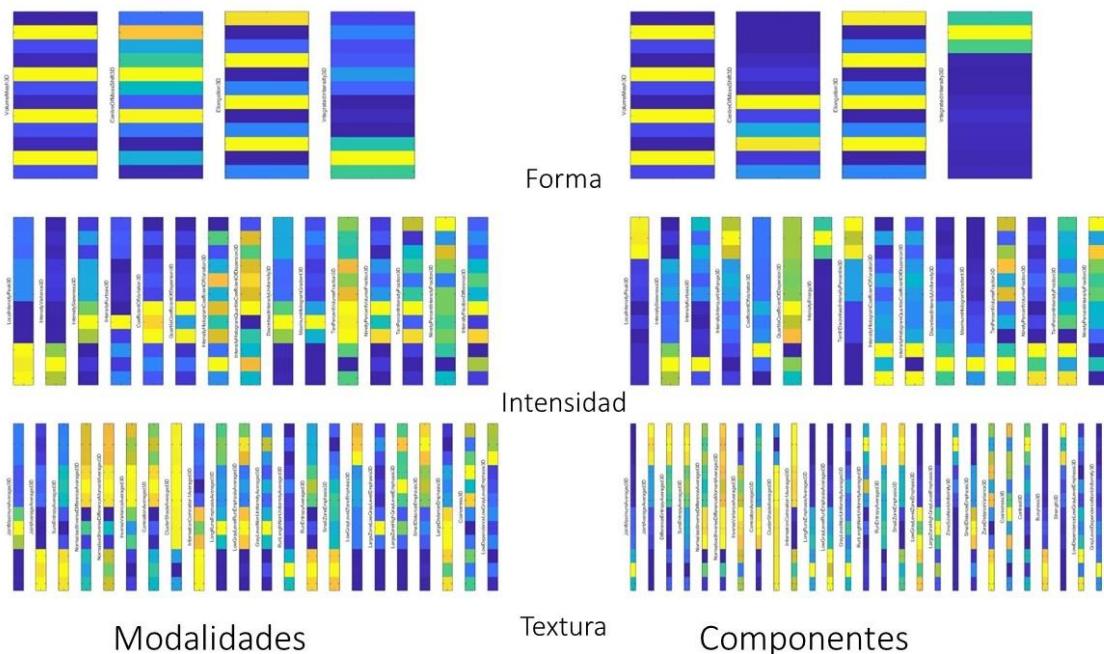


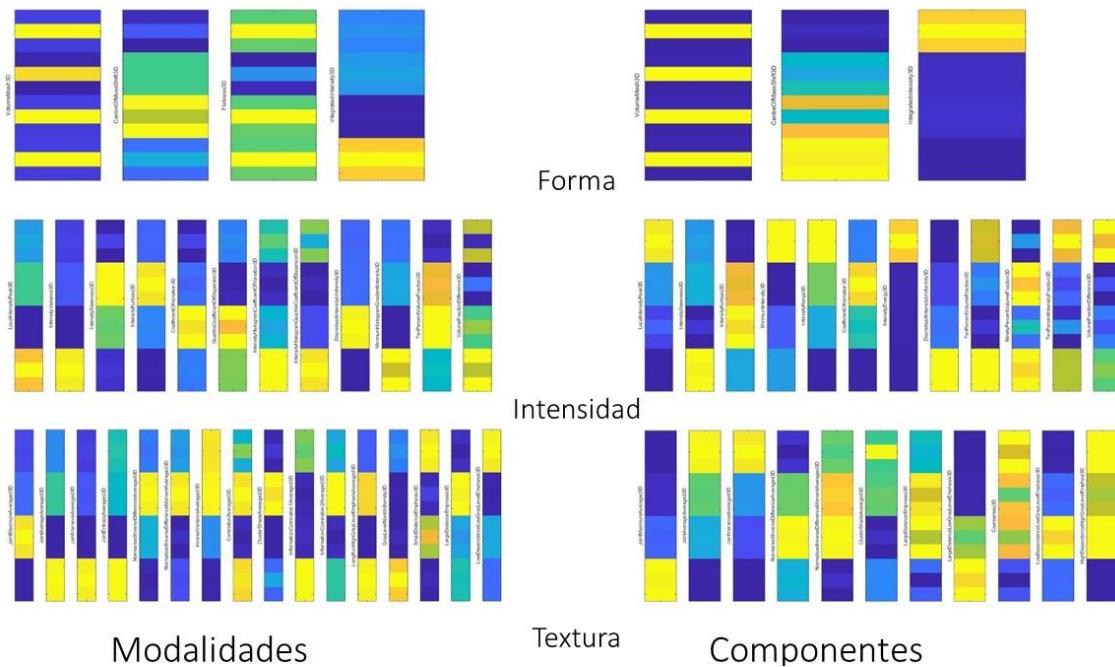
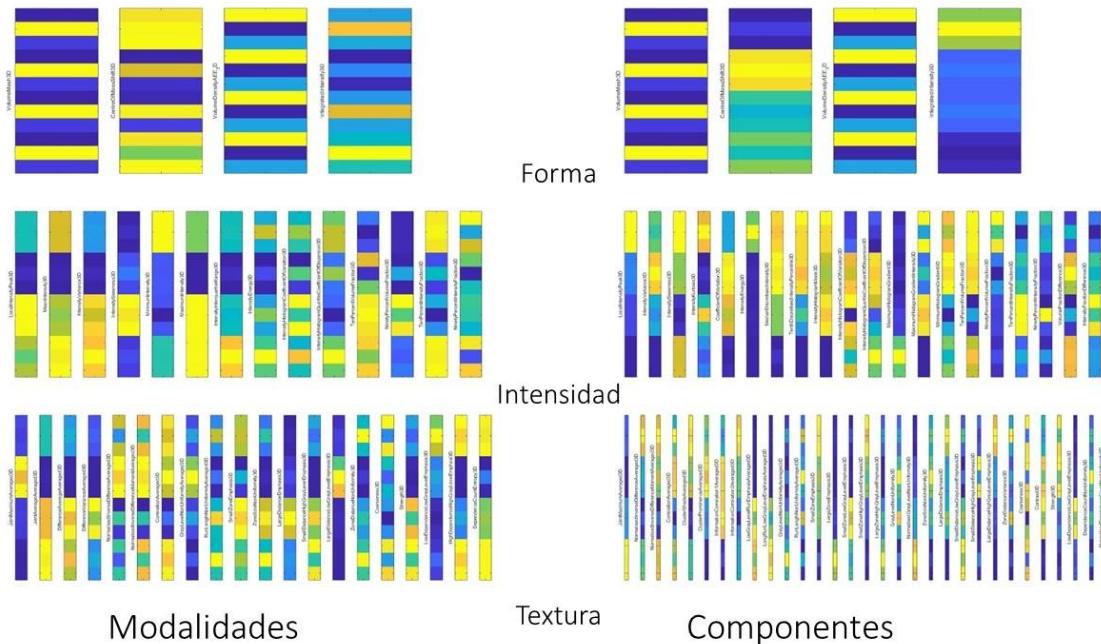
Imagen 69. Características radiomáticas caso 3**Imagen 70. Características radiomáticas caso 4**

Imagen 71. Caracteristicas radiomicas caso 5

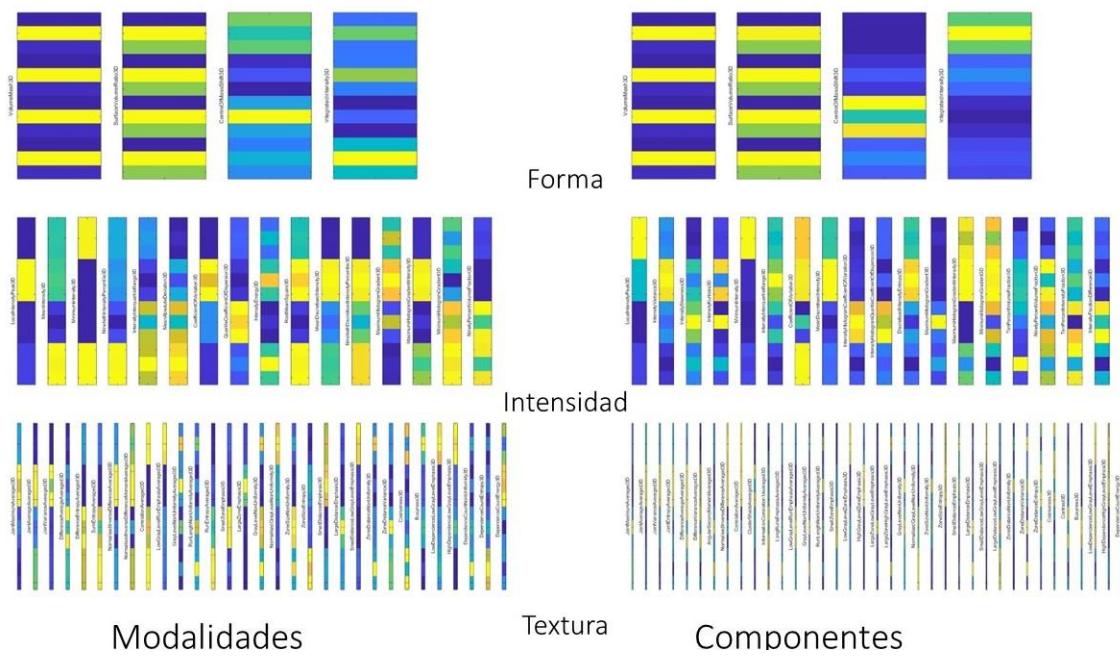


Imagen 72. Caracteristicas radiomicas caso 6

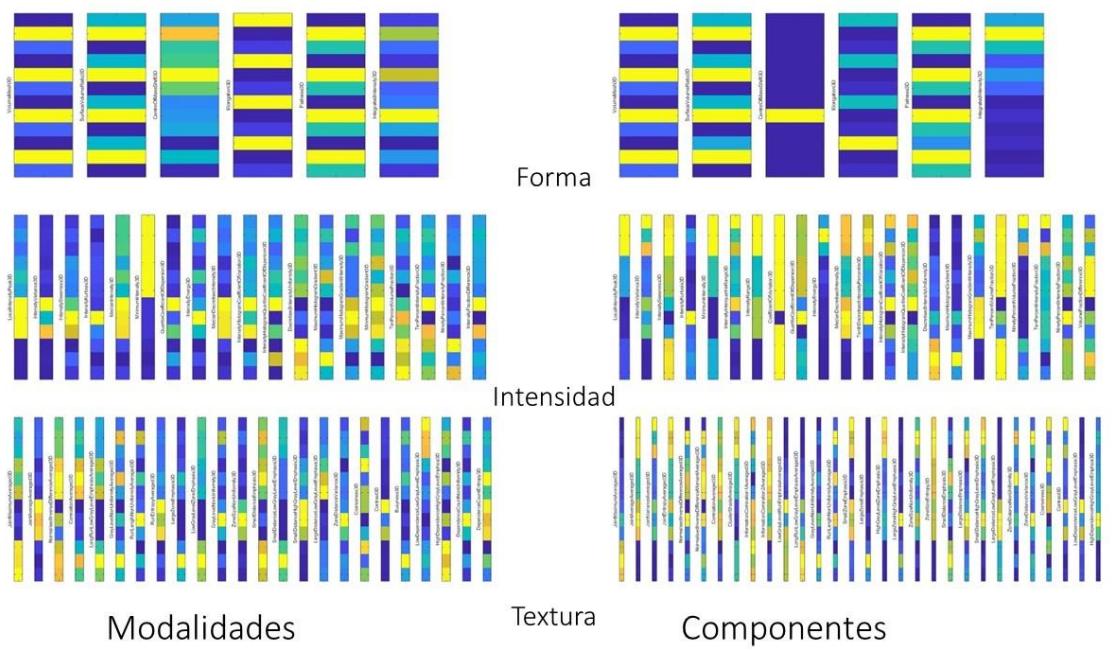
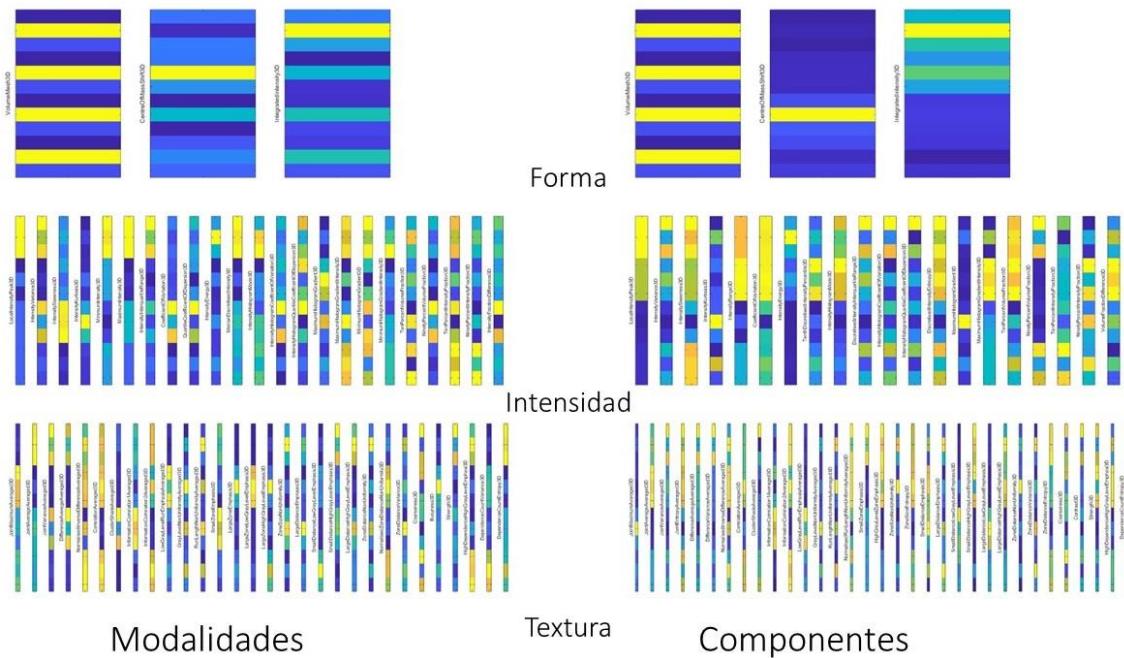


Imagen 73. Características radiomáticas caso 7

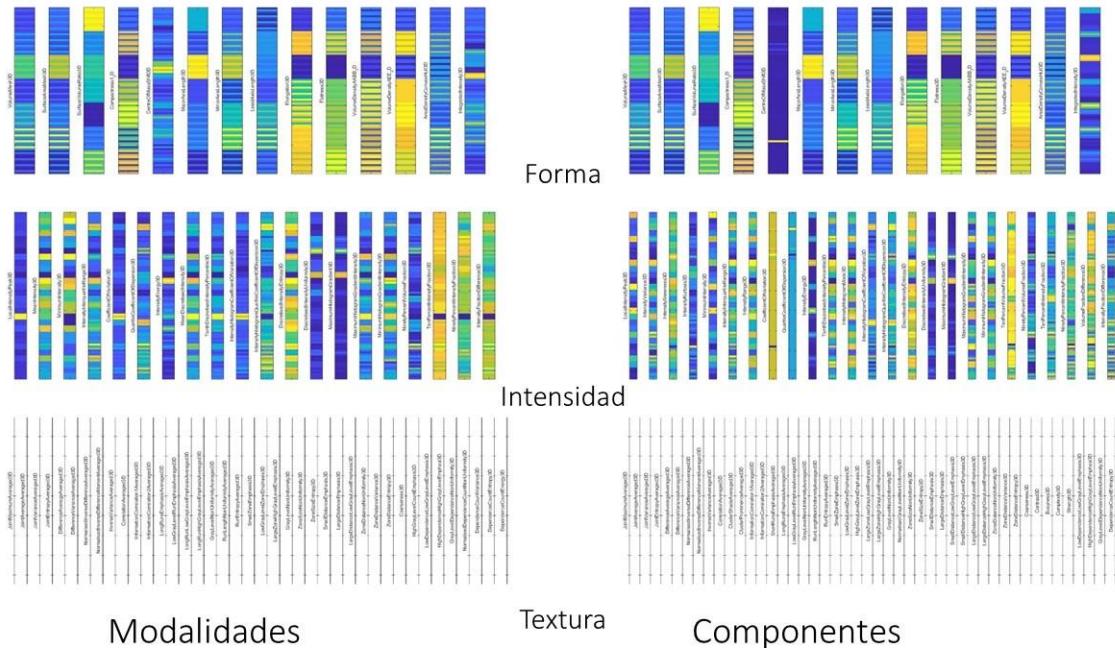
2.5.10 Tabla comparación radiomica concatenadas

Tabla 8. Comparacion radiomica concatenadas

| Forma componente | reducidos | Forma modalidad | reducidos |
|-----------------------|-----------|----------------------|-----------|
| 21 | 14 | 21 | 14 |
| Intensidad componente | reducidos | Intensidad modalidad | reducidos |
| 49 | 25 | 49 | 20 |
| Textura componente | reducidos | Textura modalidad | reducidos |
| 136 | 48 | 136 | 40 |

2.5.11 Visualizar características radiómicas concatenadas

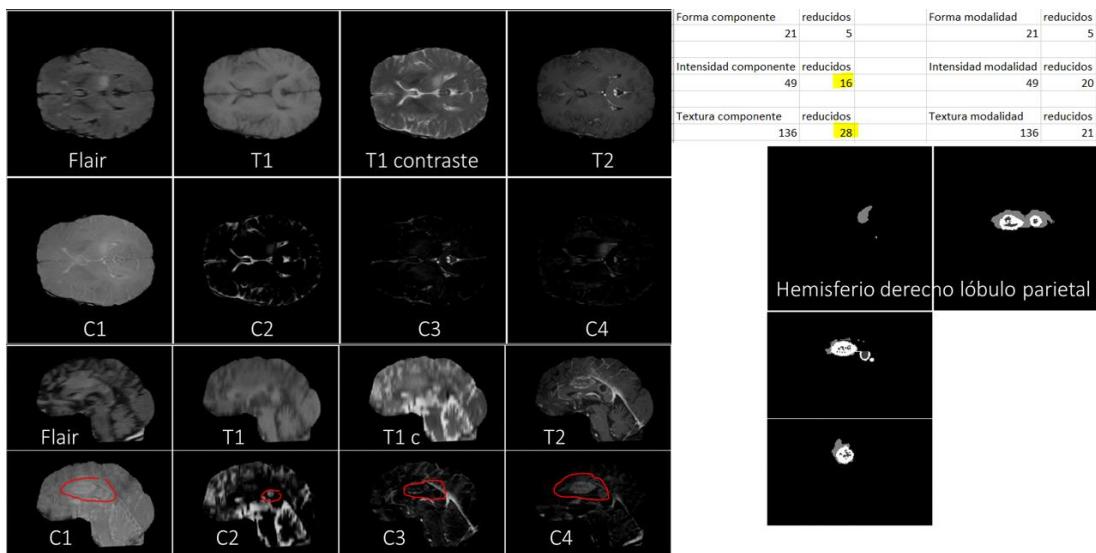
Imagen 74. Características radiómicas concatenadas



2.6 Discusión

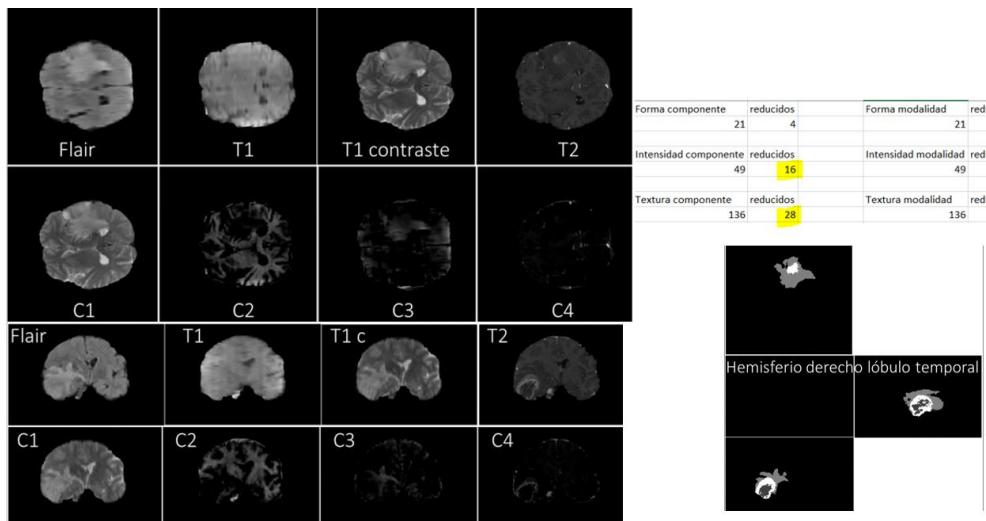
Caso1

Imagen 75. Discusion caso 1



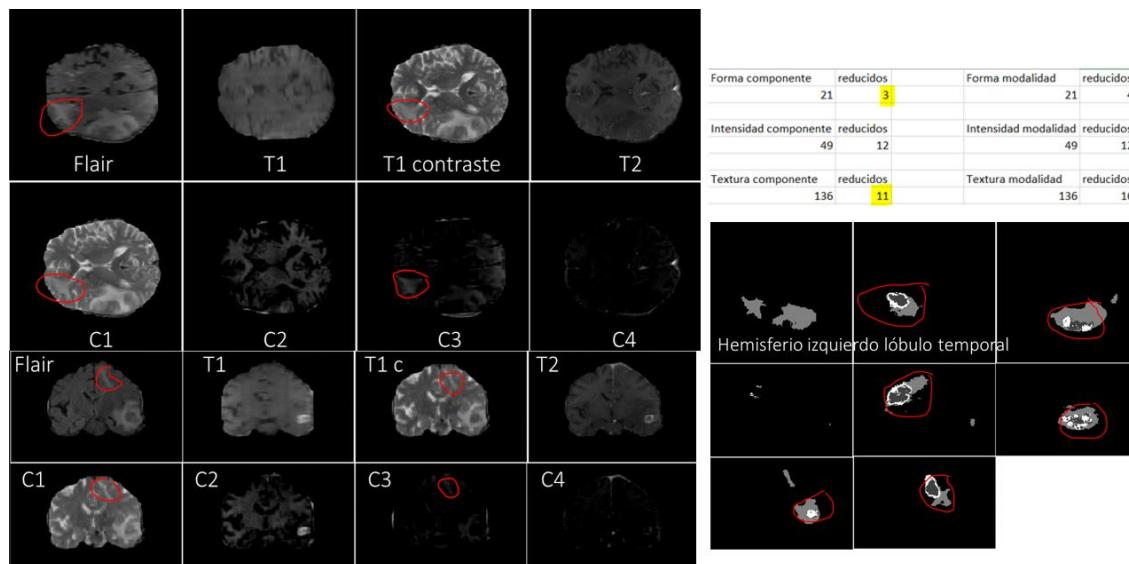
- Podemos determinar que en las características radiómicas indica que hay más información relevante en las modalidades en las características de intensidad y mayor información relevante en las componentes en las características de textura.
- En la representación de las componentes principales en el corte coronal se puede observar que visualmente presentan más información las componentes que las modalidades.
- La información visual del glioma es muy diferente dependiendo de la imagen
- Las componentes presentan mayor información visual que el segmento.

Caso 2

Imagen 76. Discusion caso 2

- Podemos determinar que en las características radiómicas indica que hay más información relevante en las componentes en las características de intensidad y de textura.
- En la representación de las componentes principales visualmente presentan la misma información que las modalidades

Caso 3

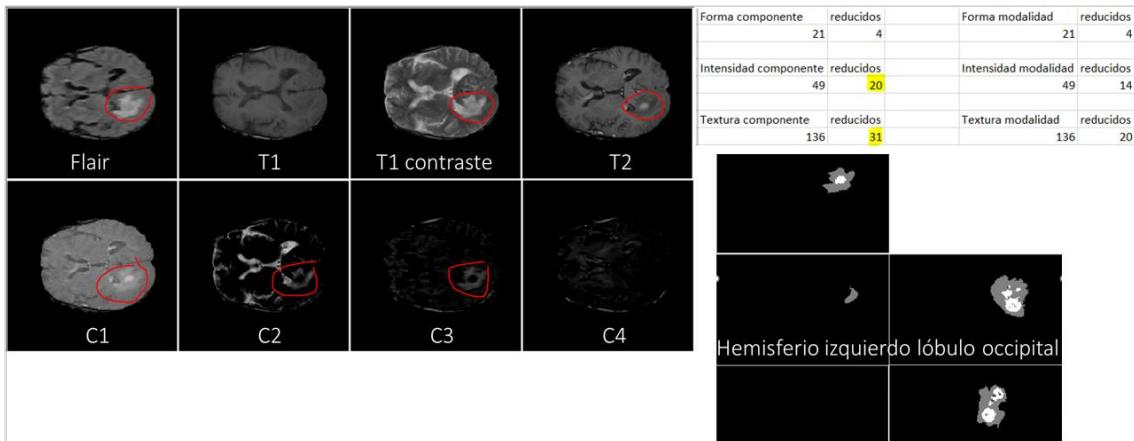
Imagen 77. Discusion caso 3

- Podemos determinar que en las características radiómicas indica que hay más información relevante en las modalidades en las características de forma y de textura.

- Visualmente la información visual del glioma es diferente dependiendo de la imagen.
- Tiene más información las imágenes que la segmentación.

Caso 4

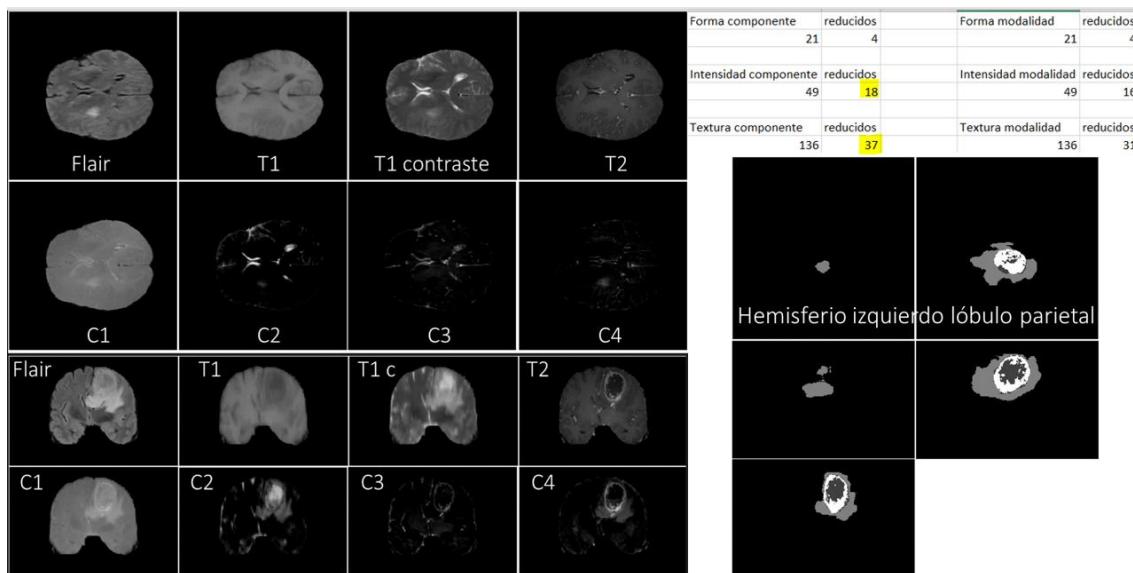
Imagen 78. Discusion caso 4



- Podemos determinar que en las características radiómicas indica que hay más información relevante en las componentes en las características de intensidad y de textura.
- En la representación de las componentes principales visualmente presentan la misma información que las modalidades

Caso 5

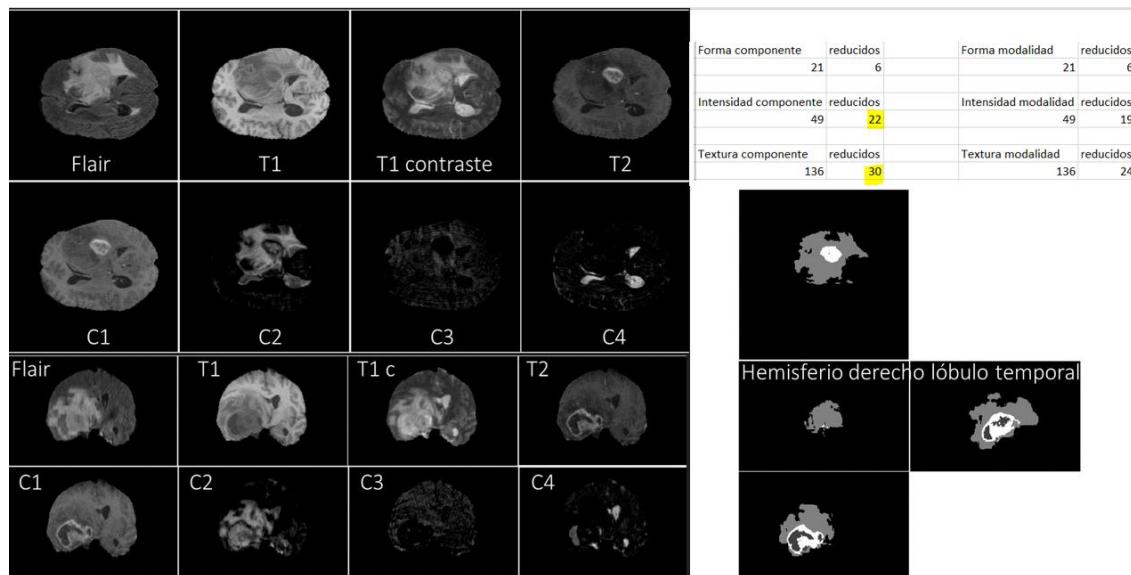
Imagen 79. Discusion caso 5



- Podemos determinar que en las características radiómicas indica que hay más información relevante en las componentes en las características de intensidad y de textura.
- En la representación de las componentes principales visualmente presentan la misma información que las modalidades

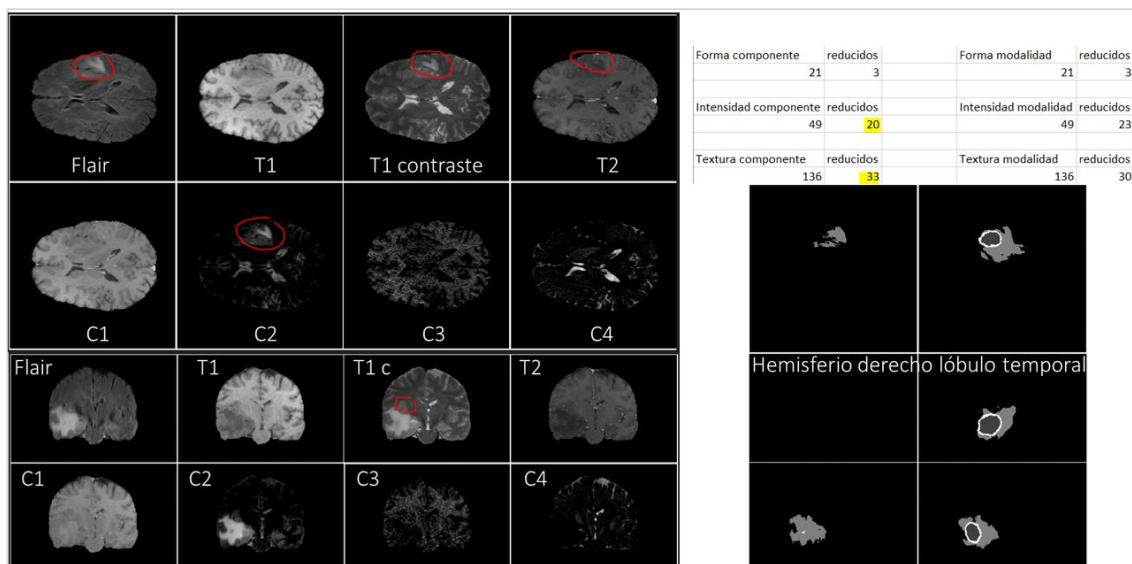
Caso 6

Imagen 80. Discusion caso 6



- Podemos determinar que en las características radiómicas indica que hay más información relevante en las componentes en las características de intensidad y de textura.
- En la representación de las componentes principales visualmente presentan la misma información que las modalidades

Caso 7

Imagen 81. Discusion caso 7

- Podemos determinar que en las características radiómicas indica que hay más información relevante en las modalidades en las características de intensidad y mayor información relevante en las componentes en las características de textura.
- En la representación de las componentes principales en el corte coronal se puede observar que visualmente presentan más información las componentes que las modalidades.
- La información visual del glioma es muy diferente dependiendo de la imagen
- Las modalidades presentan mayor información visual que el segmento.

En general

Imagen 82. Discusion radiomica

| Forma componente | reducidos | | Forma modalidad | reducidos |
|-----------------------|-----------|--|----------------------|-----------|
| 21 | 14 | | 21 | 14 |
| Intensidad componente | reducidos | | Intensidad modalidad | reducidos |
| 49 | 25 | | 49 | 20 |
| Textura componente | reducidos | | Textura modalidad | reducidos |
| 136 | 48 | | 136 | 40 |

- Se determina que en general hay más información relevante en las componentes que en las modalidades, según las características radiómicas.

Se puede observar que en los casos en que las características radiómicas de las componentes principales presentaban mayor información redundante, hay una homogeneidad entre las imágenes.

En los casos en que las características radiómicas de las modalidades presentaban mayor información relevante, se nota que hay una incongruencia en la visualización del glioma, indicando requerimiento de mayor estudio a la forma del glioma y también una nueva segmentación del glioma.

Se tiene en cuenta que sería idóneo tener un mayor tamaño muestral para verificar y sacar conclusiones más concretas, teniendo en cuenta que se presenta un gran número de características radiómicas.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- En este trabajo se deja un precedente de la información adicional que puede aportar las componentes principales visualmente y realizando un análisis radiómico, generalmente obteniendo mayor información relevante que con las modalidades de imagen.
- Teniendo en cuenta que la radiómica es una ciencia con una brecha de conocimiento muy grande, se nota que hay una posibilidad de reducir la brecha al aumentar el tamaño muestral del estudio
- Se puede observar que al tratar con tumores cerebrales hay muchos desafíos aun en el momento de detectar, predecir o estudiar.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, deseo expresar mi gratitud al director de este TFM, Dr. Miguel Martin Landrove, por la dedicación y apoyo que ha brindado a este trabajo.

Así mismo agradezco a la Universidad Internacional de Valencia, por apoyo personal y humano, en especial al profesor Orlando Jose Pelliccioni.

BIBLIOGRAFÍA

- Abad, G. G. (2023). Varianza: Qué es y cómo se calcula. sage, 1.
- Barnett, T. P., & Preisendorfer, R. (1987). *Orígenes y niveles de habilidad de previsión mensual y estacional para las temperaturas del aire en superficie de los Estados Unidos determinados por el análisis de correlación canónica*. Estados Unidos: Monthly Weather Review.
- Bibiloni, P. (2019). *Corregistro de imagen: definición y tipos*.
- Braggio, D. (s.f.). *Técnicas de análisis y cuantificación en imagen médica en el estudio de enfermedades neuronales*. Buenos Aires: Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires. Facultad de Ciencias Exactas.
- cancer, I. n. (s.f.). *Medline Plus*. Obtenido de <https://medlineplus.gov/spanish/braintumors.html>
- cardiaca, S. e. (s.f.). *Sociedad española de imagen cardiaca*. Obtenido de <https://ecocardio.com/documentos/biblioteca-preguntas-basicas/preguntas-al-radiologo/914-que-es-t1-y-t2.html>
- CBICA. (2019). *Multimodal Brain Tumor Segmentation Challenge 2019*. Pennsylvania: Perelman School of Medicine.
- Dra. Nora La Serna Palomino, L. U. (2009). *Técnicas de Segmentación en Procesamiento Digital de*. San Marcos.
- eddm. (16 de Febrero de 2023). Obtenido de FUNCIONAMIENTO DE SLICERS: <https://eddm.es/blog-ingeniuss/funcionamiento-slicers/>
- enago. (s.f.). Obtenido de ¿Cómo elegir la mejor metodología de investigación para su estudio?: <https://www.enago.com/es/academy/choose-best-research-methodology/#respond>
- Española, R. A. (s.f.). *Diccionario de la lengua española*. España: RAE.
- Fairchild, M. (2013). *Color Appearance Models*. pag 87. John Wiley & Sons.
- Fournier, L. (2021). *European Society Of Radiology*. European Radiology.
- Galindo, M. G. (2021). *Análisis de las características*. Valladolid.
- Goering, R. (2007). *Matlab edges closer to electronic design automation world*. Wayback machine.
- González, R. W. (1996). *Procesamiento digital de imágenes*. Addison-Wesley.

Grossmann P, N. V. (2021). *Quantitative imaging biomarkers*.

Jason Levy, D. C. (07 de Mayo de 2022). *Medline plus*. Obtenido de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003335.htm>

Lumivero. (s.f.). *ANÁLISIS DE COMPONENTES PRINCIPALES (ACP)*. Obtenido de Xlstat: <https://www.xlstat.com/es/soluciones/funciones/analisis-de-componentes-principales-acp>

Martinez, U. A. (2015). *PLANOS ANATÓMICOS*.

MathWorks. (s.f.). Obtenido de Procesamiento basado en RO: <https://la.mathworks.com/help/images/roi-based-processing.html>

Medicine, J. H. (s.f.). *Johns Hopkins Medicine*. Obtenido de <https://www.hopkinsmedicine.org/international/espanol/conditions-treatments/neurosurgery/gliomas.html#:~:text=Un%20glioma%20es%20un%20tipo,se%20encuentran%20en%20el%20cerebro>.

Medline Plus. (s.f.). Obtenido de Diagnóstico por imágenes: <https://medlineplus.gov/spanish/diagnosticimaging.html>

Niknejad, M. (16 de Febrero de 2103). *Fluid attenuated inversion recovery*. Radiopaedia. Obtenido de <https://radiopaedia.org/articles/fluid-attenuated-inversion-recovery?lang=us>

Ortega, C. (s.f.). *Question Pro*. Obtenido de ¿Qué es la media, la mediana y la moda?: <https://www.questionpro.com/blog/es/la-media-la-mediana-y-la-moda/#:~:text=La%20media%2C%20tambi%C3%A9n%20conocida%20como,infliada%20por%20los%20valores%20extremos>.

persona de Mayo Clinic. (21 de Marzo de 2023). *Mayo Clinic*. Obtenido de <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/glioma/symptoms-causes/syc-20350251>

Philippe Lambin, E. R.-V. (2012). *Radiomics: Extracting more information from medical images using advanced feature analysis*. PMC PubMedCentral. Obtenido de wikipedia.

Real Academia Nacional de Medicina de España. (s.f.). Obtenido de <https://www.ranm.es/terminolog%C3%ADa-m%C3%A9dica/recomendaciones-de-la-ranm/3610-patología-no-es-sinónimo-de-enfermedad.html#:~:text=Patología%20significa%20'parte%20de%20a,en%20uso%20no%20especializado>.

Roche, F. I. (s.f.). *Fundación Instituto Roche*. Obtenido de Observatorio de tendencias en la medicina del futuro: <https://www.institutoroche.es/observatorio/radiomica>

Roche, I. (s.f.). *diariofarma*. Obtenido de Radiómica, una herramienta clave en la medicina del futuro: <https://diariofarma.com/2022/07/18/radiomica-una-herramienta-clave-en-la-medicina-del-futuro/>

RSTI training. (s.f.). Obtenido de Radiological service training institute: <https://rsti-training.com/>

Salinas, J. (s.f.). *Estadísticos de dispersion*. Universidad de Granada.

Sony. (s.f.). SONY. Obtenido de ¿Qué es el contraste y cómo puedo aprovecharlo en mis fotos?: <https://www.sony.com.bo/alphauniverse/stories/que-es-el-contraste-y-como-puedo-aprovecharlo-en-mis-fotos#:~:text=El%20contraste%20no%20es%20otra,o%20cualquier%20otro%20elemento%20visual>.

Valente, P. P. (2018). *Fundamentos básicos del procesamiento de imágenes*.

Visualcube. (2008). Obtenido de <http://visualcube.org/1e3/>

Wikipedia. (12 de Julio de 2023). *Wikipedia*. Obtenido de Segmentación: [https://es.wikipedia.org/wiki/Segmentaci%C3%B3n_\(procesamiento_de_im%C3%A1genes\)](https://es.wikipedia.org/wiki/Segmentaci%C3%B3n_(procesamiento_de_im%C3%A1genes))

Agus, M., et al. (2009). An interactive 3D medical visualization system based on a light field display. *The Visual Computer*, 25(9), 883-893.

Baumgart, B. G. (mayo, 1975). A polyhedron representation for computer visión. En National computer conference and exposition, AFIPS '75. New York.

Borland, D., y Taylor, R. M. (2007). Rainbow color map (still) considered harmful. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 27(2), 14-17.

Carr, H., Snoeyink, J., y Axen, U. (enero, 2000). Computing contour trees in all dimensions. En ACM-SIAM symposium on discrete algorithms, SODA '00. Portland, Oregon

Fedorov, A, et al. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*, 30(9), 1.323-1.341.

Ackerman, M. J. (1998). Visible human project. *Proceedings of the IEEE*, 86, 504-511.

Chen, C. W., Lai, W., Fang, F. Y., y Chen, L. (1995). Portal image feature extraction by hierarchical region processing technique. En Proceedings of 1995 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Intelligent Systems for the 21st Century, 4, 3561-3566.