

**UNIVERSIDAD AUTONOMA DE NUEVO LEON
FACULTAD DE MEDICINA**



**“Uso de la tomografía de cráneo simple y radiómica como
factor pronóstico de los hematomas parenquimatosos de
origen hipertensivo”**

POR

DRA. PAMELA GARZA-BÁEZ

**COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENER EL GRADO DE
ESPECIALISTA EN IMAGENOLÓGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPÉUTICA**

ENERO, 2023

“Uso de la tomografía de cráneo simple y radiómica como factor pronóstico de los hematomas parenquimatosos de origen hipertensivo”

Aprobación de la tesis:



Dra. Mariana Mercado Flores
Director de la tesis



Dra. med. Yazmín Aseret Ramírez Galván
Coordinador de Enseñanza e Investigación



Dr. Alberto Montemayor Martínez
Profesor Titular del Programa



Dr. med. Felipe Arturo Morales Martínez
Subdirector de Estudios de Posgrado

DEDICATORIA Y/O AGRADECIMIENTOS

Para mis padres:

Infinitas gracias por ser mis admiradores número uno, por creer en mi cuando ni yo misma lo hacía, por cuidarme, ayudarme y guíarme siempre; por ser para mí una inspiración diaria. Genuinamente no cabe en mi corazón el inmenso amor que les tengo. Son para mí el motor que me impulsa a siempre dar lo mejor, mi soporte para persistir y la razón del porque estoy en este punto de mi vida. Soy lo que soy gracias a ustedes.

Para mis hermanas:

Muchísimas gracias a mis confidentes, mi soporte y mejores amigas, gracias por entender mis días de cansancio, mal humor y estrés. Mil gracias por echarme porras diariamente y por estar siempre que las necesité. Este título es para y por ustedes.

Para mis amigos:

Muchas gracias a mi familia por elección, a todos ustedes que ven por mí, están al pendiente, se sientan a llorar conmigo en mis fracasos y celebran mis éxitos. Gracias por estar desde el día número uno conmigo y por hacer la elección de vivir esta etapa a mi lado. Sin ustedes yo no.

-Dra. Pamela Garza Báez

TABLA DE CONTENIDO

Capítulo I	Página
1. RESÚMEN	VIII
Capítulo II	
2. INTRODUCCIÓN	IX
Capítulo III	
3. HIPÓTESIS	XIII
Capítulo IV	
4. OBJETIVOS	XIV
Capítulo V	
5. MATERIAL Y MÉTODOS	XV
Capítulo VI	
6. RESULTADOS	XX
Capítulo VII	
7. DISCUSIÓN	XXI
Capítulo VIII	
8. CONCLUSIÓN	XXIV

Capítulo IX	
9. ANEXOS	XXV
Capítulo X	
10. BIBLIOGRAFÍA	XXXI
Capítulo XI	
11. RESUMEN AUTOBIOGRÁFICO	XXXIII

INDICE DE TABLAS

Tabla	Página
Tabla 1.- Hallazgos por radiómica.	XXIII
Tabla 2.- Valores estadísticamente significativos.	XXIII

INDICE DE FIGURAS

Figura	Página
Figura 1. Ejemplo de la segmentación.	XXV

LISTA DE ABREVIATURAS

HIC: Hemorragia Intracerebral

TC: Tomografía computada.

RM: Resonancia Magnética.

GLRLM: Matriz la longitud de los pixeles con el mismo valor de gris.

NGLDM: Matriz de diferencia de tonos de gris que cuantifica la diferencia entre un valor de gris y el valor de gris promedio de sus adyacentes dentro de una distancia determinada.

CAPÍTULO I

1.- RESUMEN

Introducción: La hemorragia cerebral afecta a más de 5 millones de personas en todo el mundo cada año, y su morbilidad y mortalidad son superiores a los eventos cerebrovasculares isquémicos, con una tasa de mortalidad a 1 año del 50%. La TC simple de cráneo tiene una alta sensibilidad y especificidad en el diagnóstico del hematoma intracerebral, que es clave para un diagnóstico precoz. La tomografía computarizada nos proporciona información sobre la ubicación del hematoma, tamaño, extensión intraventricular, efecto de masa, hidrocefalia y datos de hernia temprana. Debido a la alta morbimortalidad de esta enfermedad, predecir las complicaciones de la expansión del hematoma y aplicar un tratamiento preventivo mejoraría el pronóstico de nuestros pacientes. La radiómica extrae una gran cantidad de características de las imágenes médicas, que a menudo incluyen el tamaño, la forma y la textura con información espacial importante sobre la distribución y los patrones de vóxeles, para así proporcionar un método no invasivo para evaluar objetivamente la heterogeneidad dentro de un hematoma y así predecir su posible complicación.

Objetivo: Uso de tomografía craneal simple combinada con radiómica para predecir el pronóstico en hematomas parenquimatosos de origen hipertensivo.

Material y métodos: se trata de un estudio de prueba diagnóstica, retrospectivo, observacional y analítico con un total de 107 pacientes con hematomas parenquimatosos de origen hipertensivo que cuentan con

tomografía de cráneo simple al ingreso y a las 6 horas de control, a los cuales se les analizó con radiómica y de acuerdo con los valores, se le hizo una correlación lineal entre la diferencia de volumen.

Resultados: Se evaluaron 107 pacientes, de las cuales solo se obtuvieron 5 características por radiómica con un coeficiente de Pearson cercano a 1 y con un valor de p de $<.001$, encontrando así que estos valores son estadísticamente significativos para la predicción de su progresión.

Conclusión: Existe correlación altamente significativa entre la diferencia de volumen del estudio basal y de seguimiento de los hematomas intracerebrales, siendo el parámetro de *morfología* el de mayor coeficiente de Pearson. Por lo que el uso de la radiómica en conjunto con la tomografía simple en la valoración de los hematomas intracerebrales puede ser utilizado como predictor del crecimiento de los mismos para así realizar tratamientos preventivos, oportunos y así mejorar el pronóstico de nuestros pacientes.

CAPÍTULO II

2- INTRODUCCIÓN

La hemorragia intracerebral (HIC) afecta anualmente a más de 5 millones de personas a nivel mundial. (1) Aunque sólo representa el 10-15% de los eventos vasculares cerebrales (2,3) presenta mayor morbilidad y mortalidad que el evento vascular cerebral de tipo isquémico (1,4,5) con una tasa de mortalidad a 1 año del 50%.(6). Los hematomas intracerebrales se pueden clasificar en primarios y secundarios dependiendo de su causa subyacente. La hemorragia intracerebral primaria es la más frecuente en un 70-80% de los casos, siendo la causa más frecuente la hipertensión arterial no controlada.(3,7,8) La hipertensión arterial de larga evolución resulta en una lipohialinosis de las pequeñas arterias perforantes de los ganglios basales, tálamos, puente y el cerebelo, conllevando a hemorragias profundas que comúnmente presentan apertura al sistema ventricular.(3,9,10) Posterior al inicio de la hemorragia parenquimatosa, es común el rápido deterioro del paciente dentro de las primeras horas debido a la expansión del hematoma y al daño secundario que condiciona(3) por lo cual se debe realizar una historia clínica y exploración neurológica rápida, además de una tomografía computada (TC) de cráneo simple. La TC de cráneo simple tiene una alta sensibilidad y especificidad para el diagnóstico de hematomas intracerebrales y es la clave para el diagnóstico temprano.(3,11,12) La TC nos brinda información acerca de la localización del hematoma, su tamaño, extensión intraventricular, efecto de masa, hidrocefalia y datos tempranos de herniación(3).

El volumen del hematoma se puede estimar en la TC de cráneo simple usando el método ABC/2, donde la A es el diámetro máximo del hematoma en un corte axial donde su área sea mayor, B es el diámetro máximo del hematoma perpendicular a A, y C es el número de cortes de TC en el cual se visualice el hematoma multiplicado por el grosor de corte (ignorando cortes con <25% del área del hematoma comparado con el corte de referencia).(3,11,12) Este método para el cálculo del volumen del hematoma aunque puede presentar variabilidad entre los examinadores, ha demostrado ser efectivo para la toma de decisiones.(3,11)

La resonancia magnética (RM) es sensible para determinar la presencia de hemorragia, sin embargo, raramente otorga información adicional en un escenario agudo; el tiempo y la transportación hacia el equipo de RM que se requiere puede ser perjudicial debido al alto riesgo de deterioro neurológico que estos pacientes presentan dentro de las primeras horas. (3) La angiotomografía de cráneo es muy sensible para la identificación de la extravasación del medio de contraste con el "spot sign" o "signo de la mancha", el cual sugiere sangrado activo y aumento de la mortalidad, sin embargo, la exposición a mayor radiación limita su utilidad clínica.(3,13)

Debido a la alta tasa de morbilidad y de mortalidad de esta enfermedad, predecir la complicación de expansión del hematoma y aplicar terapias preventivas, mejoraría el pronóstico de nuestros pacientes. (14) Para ello, existen diversos signos radiológicos cualitativos que mediante la heterogeneidad de la densidad de los vóxeles dentro del hematoma, nos hacen sospechar de sangre en diferentes estadios y por ende posibles

complicaciones, sin embargo, se ven afectados fácilmente por las diferencias interobservador asociado a que hay una falta de reproducibilidad entre los evaluadores, por ello se debe tener una manera objetiva de llevar a cabo las mediciones. (15,16)

La radiómica extrae una gran cantidad de características de las imágenes médicas, que generalmente abarcan el tamaño, forma y textura que tienen información espacial de importancia sobre la distribución y los patrones de vóxeles para así proporcionar un método no invasivo para evaluar objetivamente la heterogeneidad dentro de un hematoma. (17,18) Además, diversos estudios han concluido en que el análisis radiómico basado en tomografía computada de cráneo simple en casos de hematomas intraparenquimatosos ayuda a determinar el riesgo temprano de expansión.(16) Es relevante reconocer que la radiómica arroja un sin fin de variables que están, por lo general, divididas en variables de forma, de primer orden, segundo orden y de orden superior dependiendo de lo que esta está analizando:

- La variable de forma, describe las propiedades geométricas de una determinada zona a examinar, como puede ser el volumen, esfericidad, superficie máxima entre otras características.
- Las variables de primer orden, son todas aquellas que describen la distribución de intensidades de vóxeles dentro de una región de la imagen seleccionada basadas en un histograma que informan los valores como medio, mediana, curtosis y entropía.
- Las de segundo orden son las llamadas características texturales, que se obtienen calculando estadísticamente las relaciones entre los vóxeles,

por ende, proporciona una medida de la disposición espacial y heterogeneidad dentro de una lesión. Tales características pueden derivarse de la matriz la longitud de los pixeles con el mismo valor de gris (GLRLM) o una matriz de diferencia de tonos de gris que cuantifica la diferencia entre un valor de gris y el valor de gris promedio de sus adyacentes dentro de una distancia determinada (NGLDM), entre otros.

- Y, por último, las variables de orden superior se obtienen tras transformaciones matemáticas a las imágenes y su obtención de métodos estadísticos. (19)

Por lo tanto, nuestro objetivo principal es utilizar la tomografía computada de cráneo simple junto con la radiómica para analizar los hematomas parenquimatosos de origen hipertensivo para cuantificar su heterogeneidad como factor pronóstico, además de identificar nuevas variables para lograr una predicción objetiva de expansión temprana y así mismo realizar tratamientos preventivos y oportunos para mejorar el pronóstico de nuestros pacientes.

CAPÍTULO III

3.- HIPÓTESIS

Hipótesis del Trabajo

Existe diferencia significativa en el pronóstico de los pacientes con hematomas parenquimatosos cerebrales de origen hipertensivo utilizando radiómica.

Hipótesis Nula

No existe diferencia significativa en el pronóstico de los pacientes con hematomas parenquimatosos cerebrales de origen hipertensivo utilizando radiómica.

CAPÍTULO IV

4.- OBJETIVOS

Objetivo general

Utilizar la tomografía de cráneo simple aunada a radiómica para predecir el pronóstico de los hematomas parenquimatosos de origen hipertensivo.

Objetivos específicos

1. Registrar el sitio del hematoma parenquimatoso visualizando en TC de cráneo simple, calcular su volumen en tres planos y el grado de desviación de la línea media.
2. Comparar el volumen en tres planos con el volumen de segmentación mediante radiómica.

CAPÍTULO V

5.- MATERIAL Y MÉTODOS

Tipo de estudio

Estudio observacional, analítico y retrospectivo.

Criterios de inclusión

1. Pacientes con diagnóstico de hematoma parenquimatoso de origen hipertensivo visto por tomografía de cráneo simple realizada en nuestra institución.
2. Pacientes que cuenten con una TC de cráneo simple de control realizada en nuestra institución.
3. Pacientes de 18 a 90 años de edad.

Criterios de exclusión

1. Pacientes con hematomas parenquimatosos de otro origen (traumático, vascular, tumoral).
2. Pacientes con hematomas parenquimatosos que no cuenten con tomografía de control.

Criterios de eliminación

1. Pacientes en los que las imágenes obtenidas mediante tomografía computada de cráneo que salgan con calidad inadecuada por artefacto de movimiento.

2. Pacientes que cuenten con tomografía computada simple de cráneo realizada en otra institución.

Periodo de estudio.

Agosto 2017 a diciembre 2020.

Metodología

Se recabaron todos los pacientes desde agosto 2017 a diciembre 2020 con diagnóstico de hematoma parenquimatoso de origen hipertensivo. Se registraron en una tabla de Excel datos como sexo, edad, localización del hematoma, extensión al sistema ventricular, hidrocefalia y hemorragia subaracnoidea. En los estudios de tomografía de cráneo simple de ingreso, se calculó el volumen del hematoma utilizando una fórmula simplificada para el cálculo de volúmenes elipsoides $(A \times B \times C)/2$ donde la A es el diámetro máximo del hematoma en un corte axial donde su área sea mayor, B es el diámetro máximo del hematoma perpendicular a A, y C es el número de cortes de TC en el cual se visualice el hematoma multiplicado por el grosor de corte (ignorando cortes con <25% del área del hematoma comparado con el corte de referencia); además se registró el desplazamiento de la línea media medido a nivel de los agujeros de Monro. Con los datos antes mencionados, se realizó una segmentación de los hematomas intraparenquimatosos con posterior extracción de los datos más importantes y de esa forma poder clasificarlos y predecir de manera cuantitativa la complicación de estos eventos hemorrágicos como lo es la expansión del hematoma.

Fundamento del cálculo.

Debido a que se analizaron la totalidad de pacientes atendidos en el periodo previamente citado, el estudio se considera poblacional y no muestral, por lo tanto, no se requirió de un análisis del tamaño de la muestra.

Técnica de imagen

Todas las imágenes se adquirieron mediante un tomógrafo de 64 cortes (General Electric CT99 Light Speed VCT) Software 2978195VCT, con una rotación de 0.4s adquisición helicoidal, cobertura de detectores de 20mm, Kv de 120 mAs y 400; grosor de corte de 0.625mm, Pitch de 0.53:1 mm/rot, FOV de 22 a 33 cm. Posteriormente, los datos obtenidos se transfirieron y analizaron en una estación de trabajo WorkStation AW Volumen Share2 utilizando reformateos multiplanares (MPR) con máxima intensidad de proyección y volumen rendering. Durante la realización de las medidas se utilizará un rango de ventana de WW:4000 y WL:1000 de manera estandarizada en todos los sujetos. Posteriormente se utilizó el software Lifex Radiomics para la extracción de características radiómicas (volumen, textura, forma, intensidad, patrón local binario, densidad, promedio de positividad de píxeles, entropía, oblicuidad y kurtosis) para su segmentación. Las imágenes fueron valoradas de manera independiente por radiólogos con experiencia pertenecientes al departamento de Radiología e Imagen del Hospital Universitario "Dr. José Eleuterio González".

Consideraciones Éticas

El presente protocolo de investigación fue sometido y aprobado al Comité de Ética en Investigación del Hospital Universitario “Dr. José Eleuterio González” y al Comité de Investigación del Hospital Universitario “Dr. José Eleuterio González”. Toda la información se utilizó de manera confidencial y únicamente con fines de investigación. El mecanismo de confidencialidad fue llevado con los principios de las buenas prácticas clínicas y requisitos manejados por el área de investigación. Estas convenciones ayudan a proteger al sujeto y garantizar que la investigación se realice de forma ética. La recopilación de los datos para la investigación se realizó sin utilizar información de identificación personal de los pacientes; se registraron las iniciales de su nombre asociado a un número consecutivo. Las imágenes utilizadas no mostraron el nombre del paciente ni su número de registro. Las personas con acceso a la información sólo serán las que participen en este protocolo y la base de datos es protegida por medio de la utilización de una contraseña.

Análisis Estadístico

Se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson para evaluar la asociación entre la diferencia de volumen del hematoma y cada una de las variables numéricas continuas obtenidas mediante radiómica. La recopilación de los datos se realizó en un libro de Excel. Un valor de $p < 0.05$ fue considerado significativo; < 0.01 como muy significativo y < 0.001 altamente significativo. El

análisis fue generado con el software Jamovi, versión 2.2 (The jamovi project, 2021).

CAPÍTULO VI

6.- RESULTADOS

En el estudio se analizaron 107 pacientes con tomografía de cráneo simple al ingreso y con control a las 6 horas. Primero que nada, se documentó la localización del hematoma, dando la localización con mayor frecuencia en los núcleos basales, en comparación con otras topografías, como bien esta descrito en la literatura. Segundo, se cuantifico el volumen tanto del estudio basal como del estudio de seguimiento a las 6 horas para así valorar su tamaño. Posteriormente, se segmentaron los hematomas, igualmente de ambos estudios por pacientes para así analizarlos mediante radiómica (Figura 1). Se obtuvieron más de 30 variables tanto de morfología, como de primer y segundo orden para su estudio.

Se realizó una correlación lineal entre la diferencia de volumen contra algunas variables de obtenidas por radiómica; así, como estos mismos con otras variables de radiómica (Tabla 1). Obteniendo así, muchos valores cercanos a 1 en el coeficiente de Pearson, sin embargo, unos con mayor relación que otros, por lo que se eligieron los más cercanos dentro de los cuales son los siguientes: la morfología del volumen, *Gray Level Run Length Matrix- Grey Level Non Uniformity* (GLRNM-GLNU) es decir, la longitud de los pixeles con el mismo

valor de gris; *Neighboring Gray Level Dependence Matrix- Busyness* (NGLDM-Busyness), que es una matriz de diferencia de tonos de gris que cuantifica la diferencia entre un valor de gris y el valor de gris promedio de sus adyacentes dentro de una distancia determinada y por último pero no por ello menos importante el *Gray Level Run Length Matrix- Low Run Low Gray Emphasis* (GLRLM-LRLGE) que mide la distribución conjunta de tiradas largas con valores de nivel de gris más bajos. Además de esta correlación, el valor de p que tienen es de $<.001$ lo cual es significativo.

CAPÍTULO VII

7.- DISCUSIÓN

La tomografía de cráneo simple ha demostrado ser un estudio de gran importancia en el abordaje inicial de los sangrados intracraneales agudos, al darnos información sobre la localización, morfología y volumen del hematoma; así como si en dado caso presenta datos de complicación. No solo nos ayuda para la evaluación anatómica del cerebro, comorbilidades, morfología de lesión y estatus del paciente, sino que también les da la pauta a los neurocirujanos sobre el tratamiento, ya sea médico o quirúrgico.

Si el paciente, al momento del ingreso, tras su tomografía inicial, presenta un sangrado que sobrepasa de los 30 cc o datos de complicación como herniación o apertura intraventricular, su tratamiento requiere manejo quirúrgico, por lo que la tomografía le sirve al neurocirujano para el planeamiento quirúrgico y seguimiento post-operatorio.

Sin embargo, si el paciente en su tomografía de cráneo simple inicial presenta un sangrado menor de 30cc y no tiene datos de complicación, lo

dejan en observación con tratamiento médico y se le solicita una tomografía de control a las 6 horas para ver si progresó el hematoma y posterior a esto, decidir su tratamiento.

No obstante, el tiempo es cerebro y lo ideal sería poder predecir si estos hematomas se complicarían sin la necesidad de esperar a que eso pase. Por ello, utilizando radiómica, podemos extraer los datos dentro de cada voxel en ambas tomografías y hacer una relación lineal de las variables que se encuentren alteradas en ambos estudios y de esa forma ayudarnos a predecir si los hematomas crecerán o tendrán datos de complicación.

Al analizar los datos, nos dimos cuenta que muchos parámetros eran importantes, sin embargo, solo 4 variables tenían la relación de Pearson más cercana a 1 que además eran estadísticamente significativas, por lo que la radiómica ha demostrado que si existe correlación entre las propiedades morfológicas de un hematoma con su progresión.

CAPÍTULO VIII

8.- CONCLUSIÓN

Existe correlación altamente significativa entre la diferencia de volumen del estudio basal y de seguimiento de los hematomas intracerebrales con los siguientes cuatro parámetros de radiómica:

- Morfología del volumen
- *Gray Level Run Length Matrix- Grey Level Non Uniformity* (GLRNM-GLNU).
- *Neighboring Gray Level Dependence Matrix- Busyness* (NGLDM-Busyness)
- *Gray Level Run Length Matrix- Low Run Low Gray Emphasis* (GLRLM-LRLGE)

Siendo el parámetro de morfología con el de mayor coeficiente de Pearson. Por lo que el uso de la radiómica en conjunto con la tomografía simple en la valoración de los hematomas intracerebrales puede ser utilizado como predictor del crecimiento de los mismos para así realizar tratamientos preventivos y oportunos y mejorar el pronóstico de nuestros pacientes.

Por lo que el uso de la radiómica en conjunto con la tomografía simple en la valoración de los hematomas intracerebrales puede ser utilizado como predictor del crecimiento de los mismos para así realizar tratamientos preventivos y oportunos y mejorar el pronóstico de nuestros pacientes.

CAPÍTULO IX

9.- ANEXOS

Tabla 1: Hallazgos de radiómica de acuerdo a variables de forma, primer y segundo orden.

Correlation Matrix

		DIFERENCIA DE VOLUMEN	SHAPE_Volume(mL)	SHAPE_Volume(vx)	SHAPE_Sphericity[onlyFor3DRD[]]	SHAPE_Surface(mm2)[onlyFor3DRD[]]	SHAPE_Comp
DIFERENCIA DE VOLUMEN	Pearson's r	—					
	p-value	—					
	N	—					
SHAPE_Volume(mL)	Pearson's r	0.272**	—				
	p-value	0.005	—				
	N	107	—				
SHAPE_Volume(vx)	Pearson's r	0.432***	0.778***	—			
	p-value	< .001	< .001	—			
	N	107	107	—			
SHAPE_Sphericity[onlyFor3DRD[]]	Pearson's r	-0.097	-0.424***	-0.336***	—		
	p-value	0.326	< .001	< .001	—		
	N	105	105	105	—		
SHAPE_Surface(mm2)[onlyFor3DRD[]]	Pearson's r	0.217*	0.868***	0.634***	0.672***	—	
	p-value	0.026	< .001	< .001	< .001	—	
	N	105	105	105	105	—	
SHAPE_Compactity[onlyFor3DRD[]]	Pearson's r	0.142	0.462***	0.366***	0.433***	0.271	—
	p-value	0.148	< .001	< .001	< .001	0.475	—
	N	105	105	105	105	105	—
PARAMS_ZSpatialResampling	Pearson's r	0.124	0.064	0.283**	0.210*	0.123	—
	p-value	0.204	0.514	0.003	0.031	0.213	—
	N	107	107	107	105	105	—
PARAMS_YSpatialResampling	Pearson's r	0.001	0.016	-0.144	0.175	0.046	—
	p-value	0.995	0.870	0.140	0.074	0.438	—
	N	107	107	107	105	105	—
PARAMS_XSpatialResampling	Pearson's r	-0.001	0.279**	0.002	0.095	0.096	—
	p-value	0.993	0.005	0.985	0.336	0.332	—
	N	107	107	107	105	105	—
GLCM_Homogeneity[InverseDifference]	Pearson's r	0.259**	0.347***	0.572***	0.225*	0.135	—
	p-value	0.008	< .001	< .001	0.021	0.169	—
	N	105	105	105	105	105	—
GLCM_Energy[AngularSecondMoment]	Pearson's r	0.188	0.377***	0.593***	0.163	0.174	—
	p-value	0.055	< .001	< .001	0.097	0.075	—
	N	105	105	105	105	105	—
GLCM_Contrast[Variance]	Pearson's r	-0.229*	-0.276**	-0.487***	0.279**	-0.058	—
	p-value	0.019	0.004	< .001	0.004	0.559	—
	N	105	105	105	105	105	—
GLCM_Correlation	Pearson's r	0.286**	0.279**	0.500***	0.112	0.151	—
	p-value	0.003	0.004	< .001	0.257	0.124	—
	N	105	105	105	105	105	—
GLCM_Entropy_Log10	Pearson's r	-0.155	-0.250*	-0.416***	0.291**	-0.021	—
	p-value	0.111	0.010	< .001	0.003	0.829	—
	N	105	105	105	105	105	—
GLCM_Entropy_Log2[JointEntropy]	Pearson's r	-0.155	-0.250*	-0.416***	0.291**	-0.021	—
	p-value	0.111	0.010	< .001	0.003	0.829	—
	N	105	105	105	105	105	—
GLCM_Dissimilarity	Pearson's r	-0.248*	-0.320***	-0.540***	-0.246*	-0.105	—
	p-value	0.011	< .001	< .001	0.011	0.285	—
	N	105	105	105	105	105	—
GLRLM_SRE	Pearson's r	-0.260**	-0.341***	-0.568***	-0.338***	-0.061	—
	p-value	0.007	< .001	< .001	< .001	0.538	—
	N	105	105	105	105	105	—
GLRLM_LRE	Pearson's r	0.316**	0.434***	0.730***	0.229*	0.155	—
	p-value	0.001	< .001	< .001	0.019	0.115	—
	N	105	105	105	105	105	—
GLRLM_LGRE	Pearson's r	0.003	-0.346***	-0.187	0.101	-0.369***	—
	p-value	0.976	< .001	0.057	0.307	< .001	—
	N	105	105	105	105	105	—
GLRLM_HGRE	Pearson's r	-0.006	0.343***	0.182	-0.111	0.379***	—
	p-value	0.952	< .001	0.064	0.259	< .001	—

Note: * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Correlation Matrix

		DIFERENCIA DE VOLUMEN	SHAPE_Volume(mL)	SHAPE_Volume(vx)	SHAPE_Sphericity[onlyFor3DROI]	SHAPE_Surface(mm2) [onlyFor3DROI]	SHAPE_Corr3
	N	105	105	105	105	105	
GLRLM_SRLGE	Pearson's r	-0.260**	-0.355***	-0.575***	-0.327***	0.078	
	p-value	0.007	<.001	<.001	<.001	0.427	
	N	105	105	105	105	105	
GLRLM_SRHGE	Pearson's r	0.261**	-0.326***	-0.560***	0.345***	0.042	
	p-value	0.007	<.001	<.001	<.001	0.569	
	N	105	105	105	105	105	
GLRLM_LRLGE	Pearson's r	0.318***	0.433***	0.731***	0.228*	0.153	
	p-value	<.001	<.001	<.001	0.019	0.118	
	N	105	105	105	105	105	
GLRLM_LRHGE	Pearson's r	0.315**	0.436***	0.729***	0.229*	0.157	
	p-value	0.001	<.001	<.001	0.019	0.116	
	N	105	105	105	105	105	
GLRLM_GLNU	Pearson's r	0.352***	0.822***	0.921***	0.463***	0.254***	
	p-value	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	
	N	105	105	105	105	105	
GLRLM_RLNU	Pearson's r	0.280**	0.836***	0.786***	-0.591***	0.877***	
	p-value	0.004	<.001	<.001	<.001	<.001	
	N	105	105	105	105	105	
GLRLM_RP	Pearson's r	0.229*	-0.326***	-0.537***	-0.359***	-0.058	
	p-value	0.019	<.001	<.001	<.001	0.560	
	N	105	105	105	105	105	
NGLDM_Coarseness	Pearson's r	-0.102	-0.414***	-0.377***	0.378***	-0.402***	
	p-value	0.301	<.001	<.001	<.001	<.001	
	N	105	105	105	105	105	
NGLDM_Contrast	Pearson's r	-0.175	-0.057	0.403***	0.030	-0.036	
	p-value	0.074	0.561	<.001	0.760	0.713	
	N	105	105	105	105	105	
NGLDM_Busyness	Pearson's r	0.336***	0.878***	0.896***	-0.345***	0.702***	
	p-value	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_SIZE	Pearson's r	-0.063	-0.059	-0.172	-0.206*	0.038	
	p-value	0.523	0.551	0.080	0.035	0.699	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_LZE	Pearson's r	-0.015	-0.087	-0.023	0.124	-0.101	
	p-value	0.879	0.380	0.814	0.207	0.303	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_LGZE	Pearson's r	-0.013	-0.000	-0.187	0.308**	-0.168	
	p-value	0.897	0.999	0.056	0.001	0.087	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_HGZE	Pearson's r	0.017	0.004	0.194*	0.305**	0.169	
	p-value	0.864	0.964	0.048	0.002	0.085	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_SZLGE	Pearson's r	-0.069	-0.064	-0.196*	0.183	0.021	
	p-value	0.485	0.520	0.045	0.062	0.830	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_SZHGE	Pearson's r	-0.057	-0.054	-0.148	-0.226*	0.053	
	p-value	0.566	0.582	0.131	0.021	0.591	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_LZLGE	Pearson's r	-0.017	-0.087	-0.023	0.122	-0.100	
	p-value	0.863	0.379	0.817	0.216	0.308	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_LZHGE	Pearson's r	-0.013	-0.086	-0.024	0.126	-0.103	
	p-value	0.896	0.381	0.808	0.199	0.298	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_GLNU	Pearson's r	0.122	0.683***	0.589***	0.503***	0.807***	
	p-value	0.216	<.001	<.001	<.001	<.001	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_ZLNU	Pearson's r	0.183	0.714***	0.569***	0.586***	0.865***	

Note. *p < .05, **p < .01, ***p < .001

Correlation Matrix

		DIFERENCIA DE VOLUMEN	HU mean	HU std	HUQ1	HUQ2	HUQ3	HU Skewness	HU Kurtosis	HU ExcessKurtosis	CONV			
DIFERENCIA DE VOLUMEN	Pearson's r	1												
	p-value	1												
	N	107												
HU mean	Pearson's r	0.005	1											
	p-value	0.960	1											
	N	107	107											
HU std	Pearson's r	0.021	0.783***	1										
	p-value	0.831	< .001	1										
	N	107	107	107										
HUQ1	Pearson's r	0.063	0.941***	0.554***	1									
	p-value	0.728	< .001	< .001	1									
	N	107	107	107	107									
HUQ2	Pearson's r	0.028	0.958***	0.795***	0.961***	1								
	p-value	0.774	< .001	< .001	< .001	1								
	N	107	107	107	107	107								
HUQ3	Pearson's r	0.005	0.985***	0.832***	0.888***	0.963***	1							
	p-value	0.958	< .001	< .001	< .001	< .001	1							
	N	107	107	107	107	107	107							
HU Skewness	Pearson's r	0.045	-0.898***	-0.505***	0.922***	0.932***	0.677***	1						
	p-value	0.648	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	1						
	N	107	107	107	107	107	107	107						
HU Kurtosis	Pearson's r	0.026	0.419***	0.426***	0.346***	0.446***	0.509***	0.611***	1					
	p-value	0.791	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	1					
	N	107	107	107	107	107	107	107	107					
HU ExcessKurtosis	Pearson's r	0.026	-0.448***	0.426***	-0.346***	0.446***	0.509***	0.611***	1.000***	1				
	p-value	0.791	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	1				
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107				
CONVENTIONAL_HUpeakSphere5ml discretized volume sought(onlyFor3D)	Pearson's r	0.120	0.116	0.188	0.060	0.106	0.146	0.027	0.061	0.061	1			
	p-value	0.218	0.233	0.053	0.543	0.279	0.134	0.761	0.532	0.532	0.532	1		
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107		
CONVENTIONAL_HUpeakSphere1ml discretized volume sought(onlyFor3D)	Pearson's r	0.011	0.060	0.070	0.041	0.071	0.100	0.091	-0.084	0.084	0.084	1		
	p-value	0.907	0.540	0.473	0.676	0.465	0.306	0.349	0.388	0.388	0.388	0.388	1	
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	
DISCRETIZED_HUmean	Pearson's r	0.015	0.996***	0.809***	0.928***	0.980***	0.985***	0.876***	0.440***	0.440***	0.440***	1		
	p-value	0.880	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	1	
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	
DISCRETIZED_HUstd	Pearson's r	-0.005	0.665***	0.952***	0.435***	0.571***	0.704***	0.299**	-0.174	0.174	0.174	0.174	1	
	p-value	0.959	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	0.002	0.074	0.074	0.074	0.074	< .001	1
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107
DISCRETIZED_HUmax	Pearson's r	0.065	0.412***	0.699***	0.252**	0.344***	0.444***	0.108	0.020	0.020	0.020	0.020	1	
	p-value	0.508	< .001	< .001	0.009	< .001	< .001	0.270	0.840	0.840	0.840	0.840	< .001	1
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107
DISCRETIZED_HUQ1	Pearson's r	0.045	0.743***	0.420***	0.776***	0.774***	0.715***	0.789***	0.423***	0.423***	0.423***	0.423***	1	
	p-value	0.648	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	1
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107
DISCRETIZED_HUQ2	Pearson's r	0.029	0.711***	0.564***	0.691***	0.692***	0.693***	0.613***	0.263**	0.263**	0.263**	0.263**	1	
	p-value	0.770	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	0.006	0.006	0.006	0.006	< .001	1
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107
DISCRETIZED_HUQ3	Pearson's r	0.052	0.842***	0.670***	0.779***	0.835***	0.839***	0.759***	0.394***	0.394***	0.394***	0.394***	1	
	p-value	0.593	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	1
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107	107
DISCRETIZED_HUSkewness	Pearson's r	-0.019	0.968***	-0.550***	0.965***	0.977***	0.927***	0.988***	0.562***	0.562***	0.562***	0.562***	1	
	p-value	0.850	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	< .001	1
	N	105	105	105	105	105	105	105	105	105	105	105	105	105
DISCRETIZED_HUKurtosis	Pearson's r	0.025	0.203*	-0.170	0.363***	0.227*	0.129	0.253**	0.060	0.060	0.060	0.060	1	
	p-value	0.801	0.038	0.083	< .001	0.020	0.190	0.009	0.543	0.543	0.543	0.543	< .001	1
	N	105	105	105	105	105	105	105	105	105	105	105	105	105
DISCRETIZED_HUExcessKurtosis	Pearson's r	0.025	0.203*	-0.170	0.363***	0.227*	0.129	0.253**	0.060	0.060	0.060	0.060	1	
	p-value	0.801	0.038	0.083	< .001	0.020	0.190	0.009	0.543	0.543	0.543	0.543	< .001	1

Note * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Correlation Matrix

		DIFERENCIA DE VOLUMEN	HU mean	HU std	HUQ1	HUQ2	HUQ3	HU Skewness	HU Kurtosis	HU ExcessKurtosis	CONV
	N	105	105	105	105	105	105	105	105	105	
DISCRETIZED_HUpeakSphere0.5mL discretized volume sougth[onlyFor3D]	Pearson's r	0.120	0.116	-0.188	-0.060	-0.106	0.146	0.027	0.061	-0.061	
	p-value	0.218	0.233	0.053	0.543	0.279	0.134	0.781	0.532	0.532	
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	
DISCRETIZED_HUpeakSphere1mL discretized volume sougth[onlyFor3D]	Pearson's r	0.011	0.060	0.070	0.041	0.071	0.100	-0.091	-0.084	-0.084	
	p-value	0.997	0.540	0.473	0.676	0.465	0.306	0.349	0.388	0.388	
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	
DISCRETIZED_HISTO_Entropy_log10	Pearson's r	0.093	0.659***	0.945***	0.433***	0.565***	0.695***	0.294**	-0.187	0.187	
	p-value	0.974	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	0.002	0.054	0.054	
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	
DISCRETIZED_HISTO_Entropy_log2	Pearson's r	0.093	0.659***	0.945***	0.433***	0.565***	0.695***	-0.294**	-0.187	-0.187	
	p-value	0.974	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	0.002	0.054	0.054	
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	
DISCRETIZED_HISTO_Energy(-Uniformity)	Pearson's r	0.091	0.592***	-0.896***	-0.372***	-0.494***	-0.620***	0.203*	0.083	0.083	
	p-value	0.992	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	0.036	0.398	0.398	
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	
DISCRETIZED_AUC_CSH	Pearson's r	0.015	0.996***	0.899***	0.928***	0.980***	0.985***	-0.876***	-0.440***	-0.440***	
	p-value	0.880	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	
	N	107	107	107	107	107	107	107	107	107	

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Correlation Matrix

		DIFERENCIA DE VOLUMEN	SHAPE_Volume(ml)	SHAPE_Volume(vx)	SHAPE_Sphericity[onlyFor3DRD[]]	SHAPE_Surface(mm2) [onlyFor3DRD[]]	SHAPE_Comp
	p-value	0.062	<.001	<.001	<.001	<.001	
	N	105	105	105	105	105	
GLZLM_ZP	Pearson's r	0.106	0.035	-0.167	-0.494***	0.333***	
	p-value	0.282	0.727	0.088	<.001	<.001	
	N	105	105	105	105	105	

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Correlation Matrix

		DIFERENCIA DE VOLUMEN	SHAPE_Volume(vx)	GLRLM_GLNU	NGLDM_Busyness	GLRLM_LRLGE
DIFERENCIA DE VOLUMEN	Pearson's r	--				
	p-value	--				
	N	--				
SHAPE_Volume(vx)	Pearson's r	0.432***	--			
	p-value	<.001	--			
	N	107	--			
GLRLM_GLNU	Pearson's r	0.352***	0.921***	--		
	p-value	<.001	<.001	--		
	N	105	105	--		
NGLDM_Busyness	Pearson's r	0.336***	0.896***	0.894***	--	
	p-value	<.001	<.001	<.001	--	
	N	105	105	105	--	
GLRLM_LRLGE	Pearson's r	0.318***	0.731***	0.560***	0.649***	--
	p-value	<.001	<.001	<.001	<.001	--
	N	105	105	105	105	--

Note. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

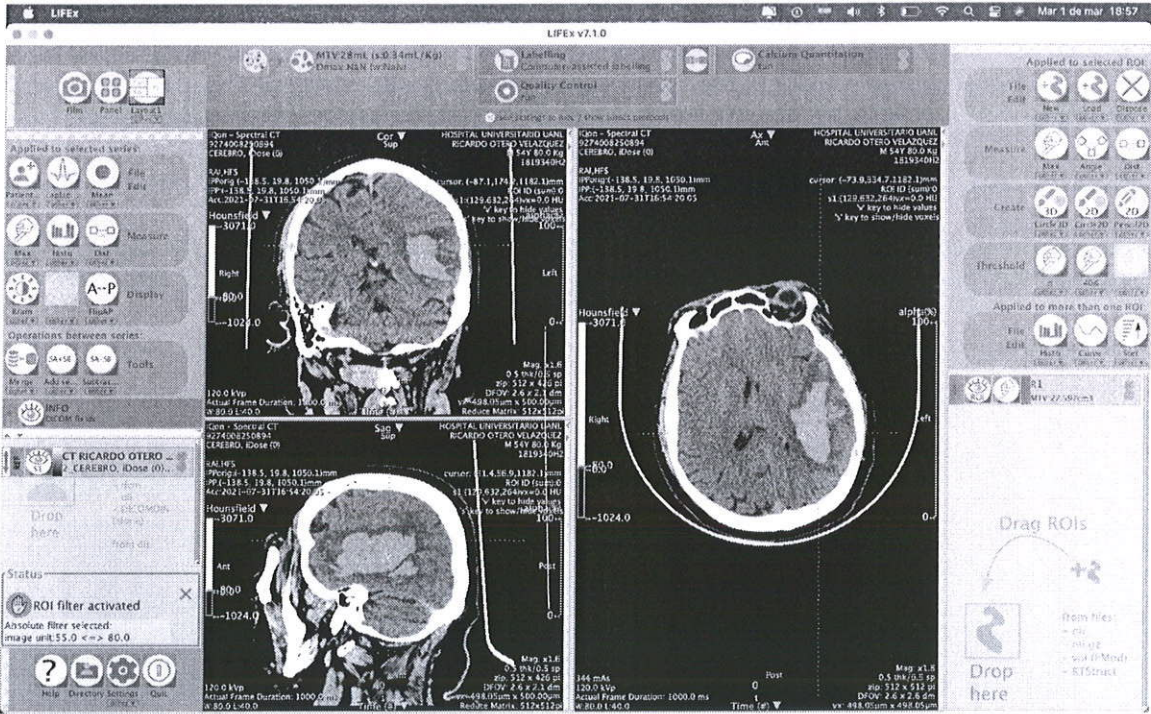
Tabla 2: Correlación lineal con mayor coeficiente de Pearson y estadísticamente significativos.

Correlation Matrix

Correlation Matrix		DIFERENCIA DE VOLUMEN
DIFERENCIA DE VOLUMEN	Pearson's r	—
	p-value	—
	N	—
SHAPE_Volume(vx)	Pearson's r	0.432 ^{***}
	p-value	< .001
	N	107
GLRLM_GLNU	Pearson's r	0.352 ^{***}
	p-value	< .001
	N	105
NGLDM_Busyness	Pearson's r	0.336 ^{***}
	p-value	< .001
	N	105
GLRLM_LRLGE	Pearson's r	0.318 ^{***}
	p-value	< .001
	N	105

Note. * $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$

Figura 1: Ejemplo de segmentación



CAPÍTULO X

10.- BIBLIOGRAFÍA

1. Krishnamurthi RV, Feigin VL, Forouzanfar MH, Mensah GA, Connor M, Bennett DA, et al. Global and regional burden of first-ever ischaemic and haemorrhagic stroke during 1990–2010: findings from the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet Glob Health*. noviembre de 2013;1(5):e259-81.
2. Benjamin EJ, Muntner P, Alonso A, Bittencourt MS, Callaway CW, Carson AP, et al. Heart Disease and Stroke Statistics—2019 Update: A Report From the American Heart Association. *Circulation [Internet]*. 5 de marzo de 2019 [citado 18 de noviembre de 2020];139(10). Disponible en: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIR.0000000000000659>
3. Dastur CK, Yu W. Current management of spontaneous intracerebral haemorrhage. *BMJ*. marzo de 2017;2(1):21-9.
4. Hachinski V, Donnan GA, Gorelick PB, Hacke W, Cramer SC, Kaste M, et al. Stroke: Working toward a Prioritized World Agenda. *Cerebrovasc Dis*. 2010;30(2):127-47.
5. Flaherty ML, Haverbusch M, Sekar P, Kissela B, Kleindorfer D, Moomaw CJ, et al. Long-term mortality after intracerebral hemorrhage. *Neurology*. 25 de abril de 2006;66(8):1182-6
6. Scaggiante J, Zhang X, Mocco J, Kellner CP. Minimally Invasive Surgery for Intracerebral Hemorrhage. :9.
7. Ariesen MJ, Claus SP, Rinkel GJE, Algra A. Risk Factors for Intracerebral Hemorrhage in the General Population: A Systematic Review. *Stroke*. agosto de 2003;34(8):2060-5.
8. Meretoja A, Strbian D, Putaala J, Curtze S, Haapaniemi E, Mustanoja S, et al. SMASH-U: A Proposal for Etiologic Classification of Intracerebral Hemorrhage. *Stroke*. octubre de 2012;43(10):2592-7.
9. Chan S, Hemphill JC. Critical Care Management of Intracerebral Hemorrhage. *Crit Care Clin*. octubre de 2014;30(4):699-717.
10. Martini SR, Flaherty ML, Brown WM, Haverbusch M, Comeau ME, Sauerbeck LR, et al. Risk factors for intracerebral hemorrhage differ according to hemorrhage location. *Neurology*. 4 de diciembre de 2012;79(23):2275-82.
11. Orito K, Hirohata M, Nakamura Y, Takeshige N, Aoki T, Hattori G, et al. Leakage Sign for Primary Intracerebral Hemorrhage: A Novel Predictor of Hematoma Growth. *Stroke*. abril de 2016;47(4):958-63.

12. Moon J-S, Janjua N, Ahmed S, Kirmani JF, Harris-Lane P, Jacob M, et al. Prehospital neurologic deterioration in patients with intracerebral hemorrhage: Crit Care Med. enero de 2008;36(1):172-5.
13. Fan J-S, Huang H-H, Chen Y-C, Yen DH-T, Kao W-F, Huang M-S, et al. Emergency Department Neurologic Deterioration in Patients With Spontaneous Intracerebral Hemorrhage: Incidence, Predictors, and Prognostic Significance: WORSENING OF SPONTANEOUS ICH IN THE ED. Acad Emerg Med. febrero de 2012;19(2):133-8.
14. Brouwers HB, Greenberg SM. Hematoma Expansion following Acute Intracerebral Hemorrhage. Cerebrovasc Dis. 2013;35(3):195-201.
15. Ma C, Zhang Y, Niyazi T, Wei J, Guocai G, Liu J, et al. Radiomics for predicting hematoma expansion in patients with hypertensive intraparenchymal hematomas. Eur J Radiol. junio de 2019;115:10-5.
16. Shen Q, Shan Y, Hu Z, Chen W, Yang B, Han J, et al. Quantitative parameters of CT texture analysis as potential markers for early prediction of spontaneous intracranial hemorrhage enlargement. Eur Radiol. octubre de 2018;28(10):4389-96.
17. Koçak B, Durmaz EŞ, Ateş E, Kılıçkesmez Ö. Radiomics with artificial intelligence: a practical guide for beginners. Diagn Interv Radiol. noviembre de 2019;25(6):485-95.
18. Chen Q, Zhu D, Liu J, Zhang M, Xu H, Xiang Y, et al. Clinical-radiomics Nomogram for Risk Estimation of Early Hematoma Expansion after Acute Intracerebral Hemorrhage. Acad Radiol. marzo de 2020;S1076633220301070.
19. Rizzo S, Botta F, Raimondi S, Origgi D, Fanciullo C, Morganti AG, Bellomi M. Radiomics: the facts and the challenges of image analysis. Eur Radiol Exp. 2018 Nov 14;2(1):36. doi: 10.1186/s41747-018-0068-z. PMID: 30426318; PMCID: PMC6234198.

CAPÍTULO XI
11.- RESUMEN AUTOBIOGRÁFICO

DRA. PAMELA GARZA BÁEZ

Candidata para obtención de grado de:
Especialista en Imagenología Diagnóstica y Terapéutica

Título de la tesis:

“Uso de la tomografía de cráneo simple y radiómica como factor pronóstico de los hematomas parenquimatosos de origen hipertensivo”

Me llamo Pamela Garza Báez, tengo 30 años, nací el 03 de junio del 1992 en Monterrey, Nuevo León, México. Mis padres son Felipe Santos Garza Gracia y Azalea Báez de Garza, ambos médicos, mi padre radiólogo intervencionista y mi madre médico familiar. Tengo dos hermanas, Azalea Garza Báez y Priscilla Garza Báez, las cuales me llevan 4 y 2 años respetivamente; Azalea es neurorradióloga y Priscilla es dentista. Gracias a los sacrificios y esfuerzos de mis padres, desde muy chica, estuve en un colegio bilingüe, el cual me preparo adecuadamente para mi futuro. Fui creciendo y a la corta edad de 15 años me di cuenta que de alguna manera la influencia indirecta de mis padres había hecho su efecto y que dedicaría mi vida a ser médico.

A la edad de 16 años emprendí este viaje de metas; analizando cada movimiento que haría para poder acercarme a tan anhelado sueño, por ello decidí que una preparatoria de dos años sería lo mejor para acelerar un poco el

proceso, sin embargo, sería en la mejor. Entré a la famosísima preparatoria que va detrás del lema "Not a common high school", la preparatoria bilingüe de la Universidad Autónoma de Nuevo León. No me puedo quejar, esos dos años serían los que me ayudarían a madurar, a mejorar y a aprender a adaptarme en cualquier situación. Sin embargo, se fue demasiado rápido y antes de concluir con mi educación, ya estaba lista para realizar el examen de admisión a la facultad de medicina de la misma alma mater.

Lo recuerdo perfecto, como si hubiera sido ayer. A algunos de mis compañeros nos habían seleccionado, por parte de la preparatoria para realizar un viaje a *Houston, Texas* para tener una visita académica a la *Administración Nacional de Aeronáutica y el Espacio (N.A.S.A.)* y justo en ese momento rondaba por el norte del país un famoso huracán "Alex". Debido a este suceso, varios maestros de la preparatoria y más de 20 estudiantes estábamos atorados a la mitad de camino, en laredo Texas, en un hotel en viernes por la noche, justo cuando salían los resultados. Pasé.

Primer día de estudiante en la facultad de medicina y se sentían los nervios en mi estómago, no podía con la emoción. Los días pasaron y cada día reafirmaba la elección que había tomado, no podía pedir más. No me tomen a mal, estudiar medicina, es una decisión que se debe tomar consiente; consiente de que van a haber sacrificios, que vas a estar triste de guardia, enferma presentando exámenes, que vas a brillar por tu ausencia, pero con la certeza de que cada día y noche invertidos, van a hacer una diferencia en la vida de alguien más,

que vas a poder ver por los pacientes, que vas a resolver misterios y que vas a hacer algo para preservar la salud.

Llegué a ser médico interno de pregrado y recuerdo el sentimiento de emoción de la primera guardia; el residente en su momento nos puso a tomar signos y a ver los pacientes de la sala de medicina interna, ese día sentía una responsabilidad enorme por dar lo mejor de mí para ellos. Llegó un punto donde miras hacia atrás y te das cuenta que durante esos años no solo fuiste estudiante, si no también fuiste instructora, investigadora y médico; Y de pronto, así pasaron dos años.

El último año de la licenciatura, fue una montaña rusa, llena de emociones, alegría, tristeza, pero, sobre todo, cansancio. Guardias interminables en los servicios de obstetricia, medicina interna y urgencias. Me la pase más en el hospital que en mi casa, pero siempre con una sonrisa. Día con día más cerca de mi meta. Y finalmente, el tan anhelado día llegó, me gradué. Por fin me convertí en doctora. Había alcanzado mi meta.

Si pensaba que la incertidumbre terminaba aquí, no sabía lo que decía. Nadie te dice que realmente la vida no se vuelve más fácil, si no, que tú te vuelves más fuerte. Y, ¿ahora qué sigue? El famoso día de la elección de plazas llegó y el esfuerzo realizado por seis incansables años, tomó frutos. Pude elegir quedarme en el departamento de Radiología e Imagen, que desde que era estudiante del cuarto año me abrió las puertas y me apoyo en desarrollo

profesional. Estaba increíblemente feliz. Me quedaba en mi alma mater un año más.

Sin embargo, no todo era hermoso, tenía mucha incertidumbre en mi vida. No sabía que hacer de especialidad y a como me sentía en ese momento, tenía que hacerlo. Desde mi internado estuve muy envuelta en tres materias a lo largo de mi formación; radiología, dermatología y cardiología.

Mi amor por la cardiología fue la primera en ceder, el miocardio y yo no nos hicimos tan amigos y su compleja función de bomba me hizo ver rápidamente que por ahí no iba. Radiología seguía constante, pero decidí, malamente, presentar para Dermatología. Ese año, ante todo pronóstico, no obtuve lo que quise y como fiel creyente de que todo pasa por algo, la vida me hizo ver que debía redireccionar mi camino.

Durante ese año, trabajé, viajé y ayudé a mis hermanas en los preparativos de sus bodas, pasé todo el tiempo que podía con ellas, pues sabía que unos meses me tocaría, por obvias razones, distanciarme. Para no hacerles el cuento tan largo, el día del gran examen llegó. Les tengo que confesar que estaba muerta de nervios, pues, me confié. Estaba tan envuelta en el hermoso año que estaba teniendo que realmente deje el examen hasta el final, me dediqué día y noche a estudiar por un mes completo y ante todo pronóstico, se logró. Aprobé el examen.

Me llamaron un sábado por la noche, a las exactamente, 23:00hs y dije el acepto más hermoso de mi vida. Acepto la plaza de Radiología e Imagen en el Hospital Universitario y aquí cuando todo comenzó.

La residencia no fue una temporada fácil en mi vida. Pues como ya saben, mi padre y mi hermana ambos son radiólogos y aun cuando la gente no lo viera así, sentía una constante presión de dar lo mismo o más que ellos. Era algo terriblemente pesado de llevar en los hombros. Sentía una constante comparación con ellos por parte de mis maestros y compañeros residentes de mayor grado y fue muy difícil para mí individualizarme y darme cuenta que las únicas expectativas que debo cumplir, son las mías.

El primer año fue sumamente pesado, sientes constantemente que no sabes nada. El segundo, junto con la responsabilidad de enseñarle a un residente de menor grado y una pandemia en puerta, no fue sencillo de sobrellevar, pero debo decir que fue el año que más disfrute. Entendí que puedo con toda adversidad que se me presente y que el estresarme solo hará las cosas menos llevaderas. Mi año favorito hasta la fecha. El tercer año, fue muchísima responsabilidad en muchas áreas, ya que eres el encargado de la estación y de que todo el trabajo fluya de la mejor manera, además de ser jefe de la guardia. Sin embargo, ya con el conocimiento requerido y con la confianza adquirida en el segundo año, no hubo complicaciones. Y, por último, pero no por ello menos importante, el bendito y complicado cuarto año.

El cuarto año es muy solitario, en definitiva. Ves áreas que probablemente no vas a volver en el resto de tu formación como profesionalista, pero es un año que puedes utilizar para rotaciones externas. Eso me llevo a vivir tres meses en la ciudad de México, que aun cuando se hace ver inmensa, después de un par de semanas, entiendes él porque es la ciudad más habitada en el mundo.

Por otro lado, gracias a mi amor no reconocido por la investigación, logré publicar tres artículos y mandar a uno para exponerlo en la sociedad europea de radiología, eso me llevo a que mi servicio me apoyara, para ir a Viena. Además, tuve la oportunidad de viajar a Chicago para el congreso de la sociedad norteamericana de radiología; sin lugar a dudas, todas son experiencias que llevo conmigo en mi corazón y que además me hicieron crecer no solo como profesionalista, si no, como persona.

Y después de todo esto antes vivido, aquí estoy, redactando mi autobiografía que probablemente nadie vaya a leer, pero que lejos de hacerlo como requisito, lo hago para hacer conocer un poco de lo mucho que he vivido y de que todo lo que pase, es un reflejo de lo que soy hoy. Y claro, yo sé, la pregunta de todos siempre... ¿Qué sigue? Por lo pronto, trabajar. Seguir en constante aprendizaje y claro, si se da en un futuro, hacer una subespecialidad. Solo el tiempo lo dirá.