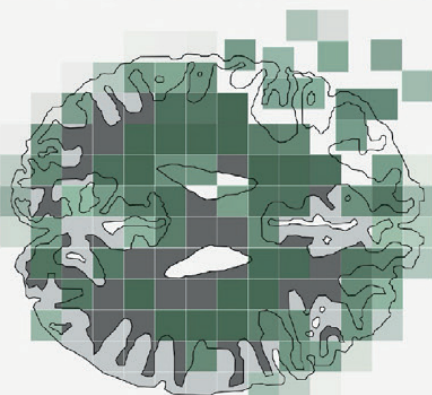
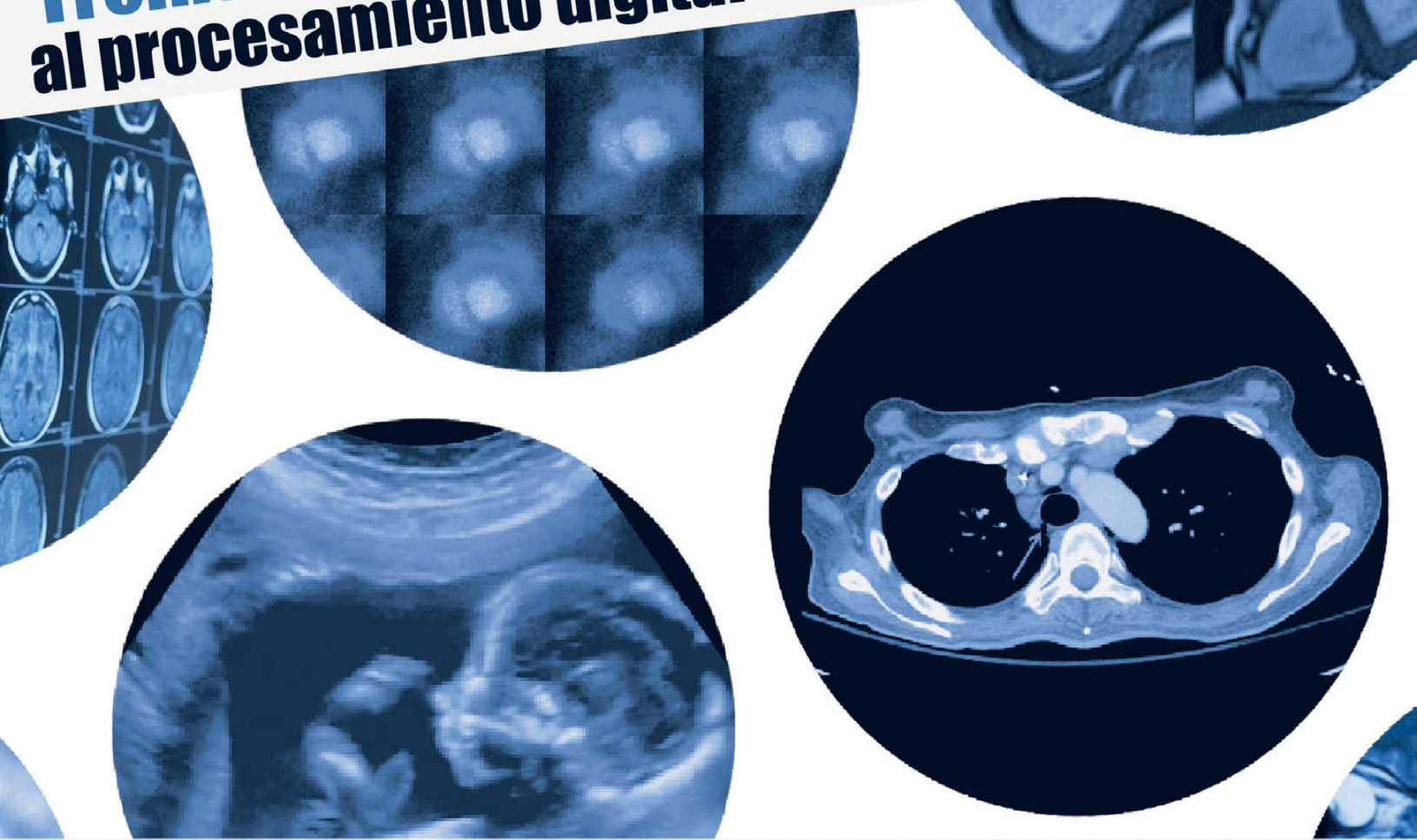




Treinta años aplicando ciencia de datos al procesamiento digital de imágenes médicas



LINI
laboratorio de
neuroimagenología

Juan Ramón Jiménez Alaniz
Verónica Medina Bañuelos
Raquel Valdés Cristerna
Oscar Yáñez Suárez

Abstract

Computer-aided diagnostic systems have been commonplace even before the term *data science* was coined. Among these systems, those involved with medical image analysis are challenging, as they require multivariate statistical modelling and effective classification schemes. Always close to the medical experts at the National Institutes of Health and other clinical settings, the Neuroimaging Laboratory at UAM Iztapalapa has dedicated over thirty years of research and development to this subject. That experience is recounted in this paper.

Keywords: Data science, digital image processing, medical imaging

Resumen

Los sistemas de diagnóstico asistido por computadora han existido incluso desde antes de que se acuñara el término *ciencia de datos*. Entre estos sistemas, los relacionados con el análisis de imágenes médicas son especialmente desafiantes, ya que requieren modelado estadístico multivariado y esquemas efectivos de clasificación. Siempre en estrecha colaboración con expertos médicos en los Institutos Nacionales de Salud y otros entornos clínicos, el Laboratorio de Investigación en Neuroimagenología de la UAM Iztapalapa ha dedicado más de treinta años de investigación y desarrollo a este tema. Esta experiencia se detalla en el presente artículo.

Palabras clave: Ciencia de datos, procesamiento digital de imágenes, imágenes médicas

Introducción

El Laboratorio de Investigación en Neuroimagenología (LINI), está integrado por Juan Ramón Jiménez Alaniz, Verónica

Medina Bañuelos, Raquel Valdés Cristerina, Oscar Yáñez Suárez, y un sinnúmero de alumnos y ex-alumnos de diversas licenciaturas y posgrados de la UAM Iztapalapa y otras instituciones nacionales y extranjeras de educación superior. Perteneció al Área de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes Biomédicas del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la División de Ciencias Básicas e Ingeniería.

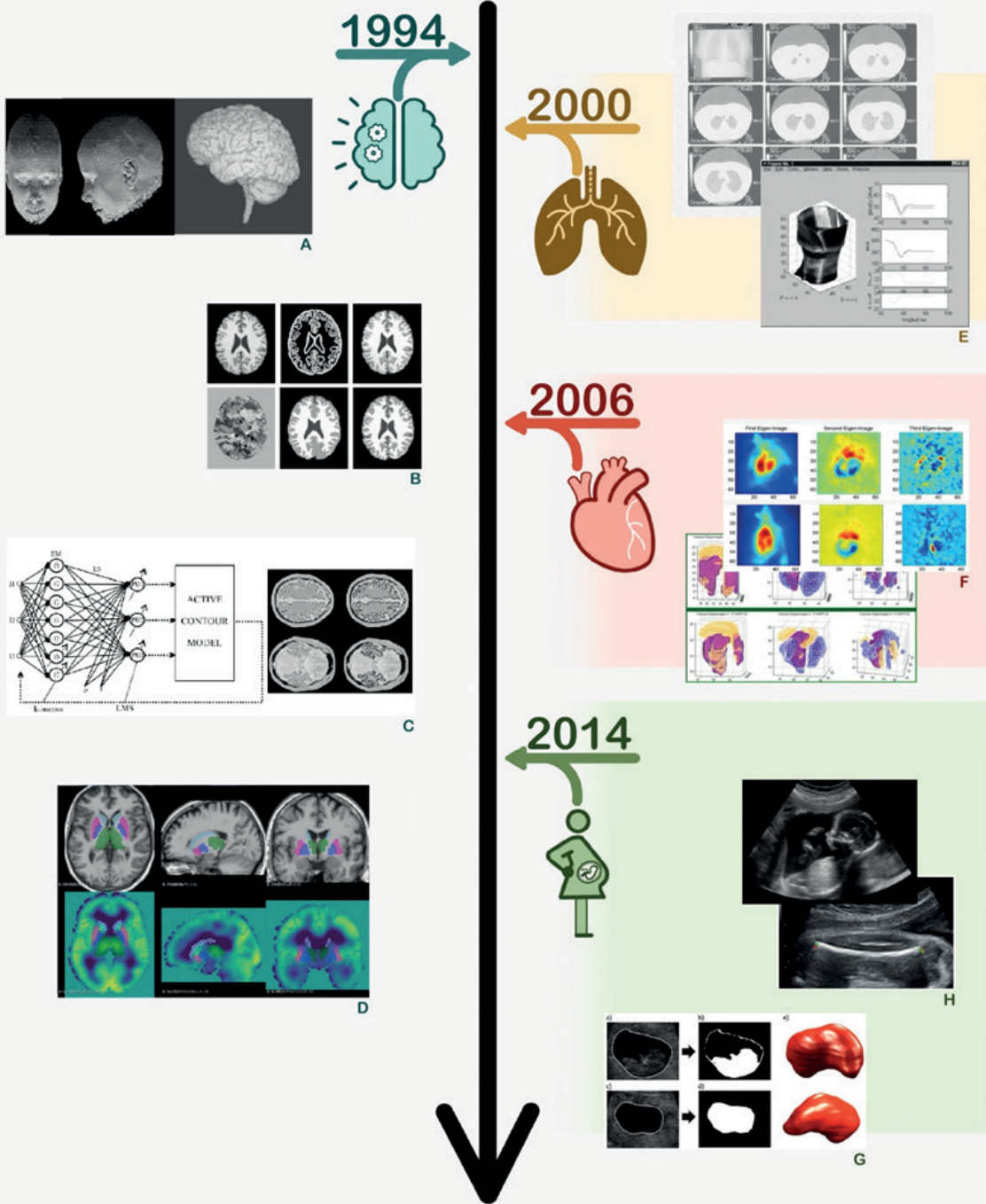
En tres décadas de existencia, el grupo ha dedicado sus esfuerzos de investigación al tratamiento y al análisis de imágenes y señales biomédicas. Aunque en un inicio y durante varios años nuestro interés se ha centrado en trabajar con imágenes de resonancia magnética (IRM) para la exploración de estructuras cerebrales, la presencia del grupo en diversas instituciones de salud y las colaboraciones que fueron suscitándose en consecuencia, lo llevaron a abordar otros ámbitos del diagnóstico clínico por imagen:

- El estudio de las vías aéreas superiores, en particular para la valoración de la estenosis traqueal a partir de la tomografía axial computada por rayos X (TAC)
- La valoración de la contractilidad cardíaca mediante modelos de series de tiempo de las secuencias de imágenes de ventriculografía radioisotópica en equilibrio (VRIE)
- El perfilado del curso normal o patológico del embarazo desde la perspectiva del desarrollo fetal, mediante ultrasonografía (US) 2D y 3D
- En un sentido general, para el abordaje de todos estos problemas se ha partido

Línea de tiempo



LINI
laboratorio de
neuroimagenología



de un marco referencial que contempla: (i) el modelado estadístico de los datos, usualmente multivariados, para hacer (ii) inferencias de utilidad clínica mediante modelos de clasificación asociados al aprendizaje maquinal. Por ello, la *ciencia de datos*¹ ha sido el hilo conductor de toda la investigación.

En este texto, hacemos un recorrido por el trabajo que hemos desarrollado en esta dirección. La *Línea de tiempo* que se muestra en la figura es la referencia temporal de lo logrado y lo que nos ocupa hoy. Por restricciones de espacio, hemos reducido las referencias a una decena clave, pero el lector interesado puede consultar el listado completo de publicaciones del grupo relativas a imágenes médicas, en la dirección electrónica <http://itzamna.izt.uam.mx>.

Imágenes Cerebrales

El tratamiento de imágenes se volvió la tarea esencial del Laboratorio a finales de los noventa y la vuelta del siglo, con los trabajos iniciales sobre segmentación robusta -tolerante a las inhomogeneidades del campo principal del resonador- de imágenes de RM a cargo de la Dra. María Garza (Garza-Jinich et al. 1999), la incursión en la visualización tridimensional del cerebro segmentado por parte de la Dra. Norma Pilar Castellanos (Castellanos- Abrego et al. 2004) y las entonces aún incipientes colaboraciones clínicas con el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, gracias al interés de la Dra. Josefina Gutiérrez y el Dr. Luis Mario Igartúa, o las primeras exploraciones del deterioro cognitivo desde la perspec-

tiva imagenológica con el grupo de neuropsicología de la Dra. Feggy Ostrosky en la UNAM. De hecho, las primeras tesis de posgrado en tratamiento de imágenes surgidas del LINI son resultado de los trabajos mencionados (ver Línea de Tiempo (A) que muestra algunas de las primeras reconstrucciones 3D). Con estas primeras incursiones quedaba claro que los esfuerzos del Laboratorio en el tema, estarían ceñidos al uso de modelos estadísticos de los datos de imagen y en consecuencia al *aprendizaje maquinal*² y a la *visualización por computadora*.

Utilidad clínica de la IRM

La IRM es una herramienta fundamental en el diagnóstico clínico, pues ofrece una visión sin igual de la estructura y función del cuerpo humano, y en particular del cerebro. Su naturaleza no invasiva, sin radiación ionizante, junto con su capacidad para realizar un contraste excepcional de tejidos blandos, la convierten en indispensable en diversas especialidades médicas. Desde detectar anomalías anatómicas hasta evidenciar enfermedades cardiovasculares o tumores, la IRM proporciona imágenes clave para el diagnóstico clínico y la planificación del tratamiento correspondiente. Adicionalmente, avances como la IRM funcional (IRMf) permiten la evaluación de la actividad cerebral, mejorando nuestra comprensión de los trastornos neurológicos.

Segmentación de IRM

Procesar y analizar la información de un estudio de IRM impone diversos retos, pues la información es multidimensional

¹ Campo interdisciplinario que emplea métodos, procesos y sistemas de las matemáticas y la computación para extraer conocimiento a partir de muestras de datos de un fenómeno

² Campo de estudio que permite a las máquinas hacer predicciones de un fenómeno a partir de muestras de datos del mismo, sin ser explícitamente programadas

y de gran volumen de datos. Para hacerlo, es indispensable el uso de recursos de cómputo y el diseño e implementación de algoritmos diversos.

Estimación de densidad multivariada y corrimiento de media

Las colaboraciones de aquellos años con el Dr. Peter Meer, entonces en la Universidad de Rutgers, EUA, fueron la semilla del diseño de un método clave de segmentación automática de imágenes de resonancia magnética basado en un modelo Bayesiano no paramétrico de densidad de probabilidad multivariada, el filtrado espacial robusto -insensible a bordes- y modelos elementales de probabilidades previas obtenidos a partir de mapas probabilísticos de dominio público. Desde la perspectiva algorítmica básica del tratamiento de imágenes de resonancia, la segmentación por *corrimiento de media* y otras extensiones asociadas, ha sido una contribución clave del grupo al campo, a partir de la tesis doctoral del Dr. Juan Ramón Jiménez (Jimenez-Alaniz et al. 2006).

La segmentación por corrimiento de media (ver Línea de Tiempo (B)) es un procedimiento en dos pasos: los píxeles de la imagen (fila superior, imagen izquierda), considerados datos en un espacio 3D (dos coordenadas espaciales, una coordenada de intensidad) son tratados como realizaciones de una función de densidad desconocida, cuyas modas se determinan mediante métodos numéricos que consideran si un píxel está cerca o lejos de un borde entre regiones (fila superior, imagen central). En las iteraciones del método, los datos se van “corriendo” hacia las modas locales de la densidad. La imagen original, sustituyendo la intensidad de cada píxel por la intensidad de su moda local

(fila superior, imagen derecha) es una versión filtrada de la original, con excelente preservación de bordes. Regiones diferentes de la imagen quedan asociadas a una moda local distinta (fila inferior, imagen izquierda), que al combinarse con la información de *atlas probabilísticos cerebrales* (distribuciones espaciales de probabilidad del tipo de tejido) genera estimados de probabilidad de tejido entre materia blanca, materia gris y líquido cefalorraquídeo (fila inferior, imagen central), con los cuales se forma la imagen segmentada final (fila inferior, imagen derecha).

Aprendizaje maquinal para imágenes multiespectrales

Concurrentemente con el desarrollo del modelo de corrimiento de media, el grupo se adentró en los modelos de mezclas de Gaussianas y su combinación con clasificadores lineales, con la Dra. Raquel Valdés liderando el desarrollo de segmentadores multiclase para imágenes multiespectrales de resonancia, que culminó con su tesis doctoral (Valdes-Cristerna et al. 2004). La experiencia de estos desarrollos nos permite hoy en día concebir con comodidad a las imágenes médicas como realizaciones de modelos estocásticos multivariados, que son la esencia de la ciencia de datos.

Para la segmentación multiespectral (ver Línea de Tiempo (C)), los datos son vistos como realizaciones de una densidad desconocida con dominio en 3D, donde cada dimensión corresponde a la intensidad de imagen (I1-I3) en una de tres diferentes modalidades de adquisición, a saber, secuencias T1, T2 y Flair. La información multiespectral se utiliza en un modelo de clasificación no lineal (red neuronal de funciones de base radial, RBFNN) que

en esencia modela la densidad con una mezcla de Gaussianas y estima las probabilidades posteriores de materia blanca, materia gris y líquido cefalorraquídeo usando discriminantes lineales. La segmentación producida por la RBFNN determina el término de restricción para una ecuación diferencial que modela un contorno activo de splines cúbicos, cuya configuración de equilibrio se espera determine el contorno de interés. La regla de aprendizaje en este modelo adapta, secuencial e iterativamente, los parámetros de la red y del contorno hasta alcanzar la configuración de equilibrio.

Aplicaciones

Teniendo a la mano métodos confiables de segmentación, el paso lógico hacia las aplicaciones era explorar medidas anatómicas o funcionales útiles que pudieran obtenerse a partir de dichas segmentaciones. Así nos dimos a la tarea de construir tanto modelos físicos para calibración, como modelos de geometría computacional basados en la *compacidad discreta*³. El grupo se ha dedicado las últimas dos décadas al establecimiento de aplicaciones clínicas y tecnológicas a partir de los métodos desarrollados previamente y la incorporación de nuevas propuestas. Del lado tecnológico, por ejemplo, se ha incursionado en el diseño de hardware digital para el tratamiento de stacks de IRM, así como en modelos de aplicación en software como plugins, visualizadores en la nube y reconocedores- segmentadores automáticos para múltiples modalidades de imagen médica basados en redes neuronales profundas.

En cuanto a la clínica basada en imagen cerebral, el trabajo predominante ha sido en relación a establecer la evolución del deterioro cognitivo (Perez-Gonzalez et al. 2014b). La estrategia general ha sido la combinación de métricas obtenidas del análisis de imágenes (compacidad discreta, volumen normalizado, *tortuosidad*⁴) con otros marcadores, dentro de modelos de clasificación binaria, típicamente *máquinas de soporte vectorial*⁵ (SVM), para distinguir entre el envejecimiento normal y el patológico (Barbará-Morales et al. 2020) e incluso se ha explorado la extensión de estas ideas al estudio de otras condiciones neuropatológicas y daño cerebral adquirido, o a otras modalidades de imagen, como tomografía por emisión de positrones (PET), para la valoración de Parkinson (ver Línea de Tiempo (D)).

Imágenes de Vías Respiratorias Inferiores

Hacia finales de la década de los 90, se presentó al grupo el reto de caracterizar la condición de estenosis traqueal como consecuencia de procedimientos de intubación prolongada, crecimiento de tumores o bien algún traumatismo. La necesidad se planteó desde el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias en donde la valoración clínica de tales casos requería de la observación directa de las imágenes TAC por parte del especialista y de su juicio crítico sobre la valoración de la severidad de la estenosis así como su extensión.

Estenosis traqueal

El aparato respiratorio se encarga de tomar oxígeno del ambiente a través de las

³ Medida que evalúa el grado de proximidad o agrupación de los vóxeles de un volumen segmentado

⁴ Medida que evalúa los cambios de curvatura de un contorno o superficie

⁵ Algoritmo de aprendizaje maquina utilizado para la clasificación y regresión que encuentra hiperplanos óptimos en espacios multi- dimensionales

fosas nasales o boca y conducirlo hasta los pulmones; para ello, las vías respiratorias se dividen en dos secciones: las superiores integradas por la boca, fosas nasales, faringe y una porción alta de laringe, y las inferiores que se ubican por debajo de las cuerdas vocales como la porción baja de la laringe, tráquea, bronquios y pulmones.

La tráquea constituye una estructura en forma tubular cuya gran área transversal permite la entrada masiva del flujo aéreo. Cualquier circunstancia que reduzca la "luz" de dicho tubo se declara como estenosis traqueal. Caracterizar la estenosis u obstrucción traqueal requiere del aislamiento de la estructura traqueal del resto de los órganos y poder valorar su morfología. Desde el abordaje del procesamiento digital de imágenes, este aislamiento requiere de la segmentación de la región de la tráquea para buscar su reconstrucción tridimensional independiente del resto de la información contenida en la serie de imágenes y con ello buscar la descripción de su morfología.

Segmentación de TAC traqueal

En las imágenes TAC, las cavidades o vías con aire, no absorben la radiación por lo que los píxeles correspondientes se codifican con tonos de gris muy oscuros, el tejido óseo absorbe una gran cantidad de radiación y los píxeles se codifican en tonos de gris muy claros, el tejido blanco que corresponde a los recubrimientos pulmonares y mediastino se codifican en tonos de gris medios o medios claros.

En la segmentación de imágenes de TAC de tórax, particularmente en la segmentación de vías aéreas, la técnica que se utilizaba con frecuencia, en ese momento era la de umbralización de los niveles de gris.

Trabajos posteriores retomaron el tema del umbral en estrategias de segmentación por crecimiento de regiones, algunos autores incluían eventualmente criterios adicionales para lograr la segmentación completa del árbol aéreo o de algunas porciones de él, criterios como conectividad de la estructura segmentada o distancia a la semilla. Las imágenes utilizadas mayormente reportadas en la literatura eran TAC helicoidales, modalidad que permitía generar una reconstrucción tridimensional de buena calidad, sin embargo esta tecnología no se encontraba disponible para cualquier centro hospitalario. Para resolver la incertidumbre en la segmentación justo en el borde de la vía aérea con el tejido blando circundante, se propusieron modelos de clasificación para incorporar información contextual a priori y con ello ayudar a la determinación de la localización de bordes y la consecuente estimación del diámetro transversal de la vía. Pocos autores abordaron el problema modelando la segmentación como una detección de borde continuo de las vías aéreas.

El grupo planteó una reformulación del método de los contornos activos (*snakes*) para la segmentación de bordes continuos en imágenes, incorporando al modelo mismo una interpolación con splines cúbicos. Se propuso la formulación para bordes en 2D y 3D, incorporando como términos externos al contorno o superficie activos la información del mapa de bordes construido con el filtro de Canny sobre las imágenes o volúmenes en estudio y minimizando el término de energía del contorno o superficie activos mediante métodos numéricos (Valdes-Cristerna et al. 2003). Para la aplicación de la detección del borde o superficie interna traqueal con esta propuesta, se generó un procedimiento

para inicializar el modelo a partir del procesamiento de las imágenes de TAC: detección de bordes, *binarización*⁶ de bordes, clasificación y muestreo regular de puntos que forman parte del borde (ver Línea de Tiempo (E), que muestra diversos cortes de TAC, contornos inicial (blanco) y final (gris), así como modelo 3D de superficie de la reconstrucción.).

Los modelos de contornos o superficies activos con *interpolación spline cúbica* han sido aplicados posteriormente por el grupo a problemas de segmentación de cavidades cardíacas en imágenes ecocardiográficas y por resonancia magnética.

Imágenes Cardíacas

En el Departamento de Cardiología Nuclear del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez se inició investigación para tratar de obtener información cardio-funcional que permitiera establecer un mejor pronóstico de la respuesta de un candidato a terapia de resincronización cardíaca, procedimiento necesario en algunos casos de insuficiencia. En el año de 2006 se inició una colaboración entre LINI y dicho Departamento, para tratar de caracterizar la dinámica de los patrones sanos y alterados de contracción cardíaca.

Insuficiencia cardíaca

La insuficiencia cardíaca (IC) es una condición crítica de salud que desde hace varias décadas contribuye con un índice altísimo de morbi-mortalidad en México y en el mundo. Muchos de quienes la sufren desarrollan trastornos de la conducción eléctrica que ocasionan asincronía de la contracción ventricular, lo que deriva en un

agravamiento de la disfunción ventricular izquierda. La Asociación Americana de Cardiología ha propuesto una clasificación funcional en cuatro estratos o clases que ayudan a elaborar un pronóstico de la condición de salud del cardiópata y se utiliza como criterio decisivo en la elección de determinadas intervenciones terapéuticas, tanto médicas como quirúrgicas. En casos de IC avanzada, el uso de dispositivos resincronizadores cardíacos han mostrado su utilidad, mejorando la clasificación funcional del paciente y la disminución de síntomas, sin embargo, ha sido documentado que el 30 % de los pacientes con un resincronizador cardíaco no responden al tratamiento, ni muestran mejoría.

Descomposición de series de tiempo de contracción

Se planteó una metodología de análisis de imágenes de ventriculografía radioisotópica en equilibrio (VRIE) planares que inicia con una etapa de preprocesamiento para reducir el ruido propio de las imágenes de medicina nuclear, se generan la *imagen de fase* de contracción y su histograma, a partir del primer armónico de la serie de Fourier de las VRIE. Esta evaluación del estudio VRIE es una referencia en el estudio del análisis de contracción cardíaca con imágenes de medicina nuclear. La innovación propuesta fue realizar la descomposición en los “modos” dinámicos del flujo sanguíneo observado en las imágenes llamada análisis de factores de estructuras dinámicas (AFED), que permitió generar *imágenes factoriales de fase*⁷ que resaltan patrones espaciales de contracción cardíaca (ver Línea de Tiempo (F), que muestra imágenes principales e imágenes

⁶ Método de procesamiento de imágenes que clasifica píxeles según un umbral predefinido, asignándoles un valor binario (por ejemplo, blanco o negro) basado en si superan o no ese umbral.

⁷ Proyecciones de las VRIE al espacio de componentes principales ⁷Proyecciones de las VRIE al espacio de componentes principales

de factores para diversas condiciones).

A partir de la información obtenida del AFED para un grupo control de sujetos con un patrón sano de contracción cardiaca, fue posible ajustar un modelo estadístico considerando los tres factores principales, que explicaban más del 95 % de la variabilidad de los datos. Con este modelo de referencia fue calculado el valor de su máxima verosimilitud, mismo que fue usado como criterio para comparar los patrones de contracción cardiaca de pacientes con miocardiopatía dilatada y con bloqueo completo de la rama izquierda del haz de His (Jimenez-Angeles et al. 2009).

Cabe señalar que la metodología propuesta fue probada inicialmente con imágenes de un robot mecánico y con imágenes creadas a partir de un simulador de imágenes VRIE sintéticas, en el que es posible ajustar la fracción de eyección del ventrículo izquierdo, la frecuencia cardiaca y la actividad de fondo. La metodología se extendió al análisis de imágenes tridimensionales VRIE-SPECT confirmando los hallazgos previos. En este trabajo se compararon los patrones de contracción de un grupo control con un grupo de pacientes con hipertensión arterial pulmonar (HAP). Los tres primeros factores de estructuras dinámicas resultaron suficientes para distinguir un patrón de contracción anormal en el grupo de los HAP.

Clasificación del grado de asincronía

Con los resultados obtenidos, se propuso obtener una clasificación de la severidad de la asincronía de contracción cardiaca, a partir del AFED e incorporando al modelo la información clínica como la frac-

ción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI), la duración del complejo QRS y la duración del intervalo PR. Se empleó una SVM para clasificar cada caso de estudio en asincronía severa, asincronía moderada y asincronía ligera; empleando este mismo sistema fueron evaluados algunos pacientes seis meses después de la terapia de resincronización cardiaca. Sólo uno de ellos mostró en las imágenes subsecuentes un cambio en el patrón de contracción suficiente para cambiarlo de la clase inicial de asincronía moderada a la clase de asincronía leve. Una mejora a esta metodología de clasificación se logró al proponer dos esquemas de clasificación en cascada emulando el proceso de valoración clínica, una primera etapa para determinar si existe o no disincronía de contracción y una segunda capa para determinar si la disincronía es severa o moderada (Santos-Diaz et al. 2017).

Imágenes Fetales

El monitoreo del desarrollo fetal durante la gestación es un proceso de gran relevancia clínica, por las implicaciones que tiene en la posterior morbi-mortalidad infantil y durante toda la vida. La prevención de complicaciones durante el embarazo ha ocupado a especialistas de gineco-obstetricia y perinatología para el diseño de curvas de crecimiento fetal, índices e instrumentos de monitoreo y predicción del estado de salud materno-fetal. Una de las técnicas más útiles para la cuantificación de diversos indicadores de crecimiento es la imagenología por ultrasonido, que representa una modalidad no invasiva, aplicable en todas las etapas del embarazo y que proporciona valiosa información sobre la anatomía y funcio-

⁷ Proyecciones de las VRIE al espacio de componentes principales

namiento de las estructuras fetales. Es por ello que el grupo del LINI ha venido colaborando desde el 2014 con el Instituto Nacional de Perinatología (Dres. Lisbeth Camargo y Mario Guzmán) y con la Universidad Nacional Autónoma de México, (Dres. Fernando Arámbula y Jorge Luis Pérez), para el desarrollo de sistemas de cuantificación de índices fetales a partir de imágenes de ultrasonido, en diferentes etapas de la gestación, a partir de los requerimientos de los expertos clínicos para apoyo a su diagnóstico.

Mediciones en primer trimestre: Volumen del saco gestacional

Se emplearon snakes para la segmentación del saco gestacional (SG) diseñando así un método semiautomático, donde se delimita primero una región de interés, que contiene al SG y se selecciona el corte medio para trazar manualmente un contorno cercano; el contorno activo se ajusta en este corte y esta segmentación se utiliza como inicialización en los cortes vecinos, propagando así el contorno segmentado en una dirección. Posteriormente, se rota el volumen para repetir el procedimiento en la proyección axial. La unión de las dos segmentaciones se utiliza para complementar la información de los bordes del SG. (ver Línea de Tiempo (G))

Mediciones en segundo trimestre: Fetometrías

Determinación del diámetro biparietal y la circunferencia craneal

Se desarrolló un método de segmentación semiautomático del cráneo fetal en imágenes de ultrasonido, con la finalidad de determinar el diámetro biparietal (DBP) y la circunferencia craneal (CC) fetales,

de manera mínimamente dependiente del usuario. La estrategia general consiste en modelar el cráneo del feto como una elipse y determinar la CC como el perímetro de ésta y el DBP como la longitud del eje menor. La segmentación se realizó mediante la combinación de un método de crecimiento de regiones, con la colocación automática de la semilla, y una binarización de la imagen original. Posteriormente, las coordenadas polares de los píxeles activos fueron convertidas a coordenadas cartesianas para seleccionar solo aquellos que se encuentren dentro de un intervalo de radios predefinido. Se aplicó un filtro máximo a la imagen binaria y mediante las coordenadas de los píxeles activos restantes se realizó el ajuste de una curva mediante el método de mínimos cuadrados (Perez-Gonzalez et al. 2014a).

Determinación

de la Circunferencia Abdominal

Para la segmentación del abdomen se hizo uso de una metodología similar a la empleada para segmentar el cráneo, pero la circunferencia abdominal (CA) se modeló mediante una circunferencia en lugar de una elipse. Primero se calcularon los mapas de *textura*⁸ de entropía, rango y varianza para la obtención de una imagen de norma infinita de estos mapas. Se binarizó la imagen original con un umbral bajo, con el fin de enmascarar el resultado de la imagen de la norma infinita. Esta imagen se segmenta mediante un método de crecimiento de regiones con la colocación automática de la semilla y el resultado es filtrado mediante un filtro máximo. La imagen binaria obtenida es utilizada para enmascarar la imagen original. En la ima-

⁸ Distribución espacial de descriptores de textura en la imagen

gen enmascarada obtenida se realiza una detección de bordes y una binarización. Se utiliza el método de mínimos cuadrados para el ajuste de una circunferencia a las coordenadas polares de los píxeles activos dentro de un rango predefinido.

Determinación automática de la longitud del fémur

Se desarrolló un método de segmentación automática del fémur en imágenes de ultrasonido fetal, con el propósito de realizar la medición automática de la longitud femoral como parte de un sistema de fetometría automática. El método consta de una etapa de pre-procesamiento para obtener regiones más homogéneas y resaltar la estructura del fémur, que a su vez consiste de cuatro procesos: primero se hace uso de un filtro de realce de información, el cual mejora el contraste y reduce el ruido conservando los bordes de las estructuras; posteriormente, se realiza una ecualización del histograma de la imagen con el fin de aumentar el contraste entre las diferentes estructuras que se encuentran en la imagen; a continuación, se hace uso de morfología matemática en escalas de grises, mediante una operación de apertura con un elemento estructural de disco de 25 píxeles, cuyo tamaño se eligió mediante un análisis cualitativo del ancho del fémur en las imágenes de calibración; para finalizar, a la imagen obtenida de la apertura en escalas de grises se le sustrae la imagen obtenida mediante la ecualización del histograma, con el fin de eliminar todas aquellas estructuras brillantes que tengan un ancho mayor a la estructura del fémur. La segmentación del fémur es realizada mediante una binarización por el método Otsu y operaciones morfológicas binarias, a la que después se le aplica una operación de apertura con un elemento es-

tructural cuadrado de 9 píxeles con el fin de limpiar la imagen. Posteriormente, se etiquetan todas las regiones remanentes y se les asigna una métrica normalizada, basada en cuatro parámetros: intensidad, entropía, distancia de la base de la base del transductor al centroide y longitud de la región. La región que presenta una métrica mayor que las demás es elegida como la región femoral. Para realizar la medición de la longitud del fémur se realizó un adelgazamiento de la región segmentada a una estructura de un píxel de ancho. Asumiendo que la estructura no tiene cambios bruscos en la curvatura de su morfología, se obtiene la longitud del fémur como la medición de la distancia que existe entre los puntos extremos de la estructura (ver Línea de Tiempo (H)).

Imágenes de tercer trimestre: Composición de imágenes de ultrasonido

Durante etapas avanzadas del embarazo, el grosor del cráneo fetal obstruye las ondas acústicas emitidas por la sonda del ultrasonido, bloqueando la vista de las estructuras que se encuentran detrás de las regiones del cráneo engrosadas. Para mejorar la visibilidad del cerebro fetal, se desarrolló un método para la generación de una imagen compuesta con información obtenida de diferentes vistas del mismo plano anatómico. Se utiliza una SVM para calcular los pesos de cada píxel en cada vista, con base en la intensidad, entropía y varianza de la región.

Para realizar la composición de imágenes, primero se obtienen imágenes de ultrasonido de la región que se desea analizar, en diferentes vistas. Posteriormente, estas imágenes son registradas en un sistema de coordenadas global, mediante un regis-

tro rígido de puntos fiduciaros y se calcula el nivel de intensidad de gris que mejor representa la anatomía. La fusión de las imágenes se realiza mediante una composición espacial probabilística, donde cada imagen es modulada por un peso. El método aprende los pesos de una manera supervisada, haciendo uso de imágenes anotadas con dos clases: cerebro y regiones con sombras. Se realiza una extracción y selección de características y el cómputo de probabilidades posteriores haciendo uso de un clasificador para obtener la estimación de los pesos. Para la extracción de características, se obtienen diferentes descriptores de textura en la imagen mediante el uso del histograma (varianza, entropía y la media de las intensidades de niveles de gris) y la matriz de co-ocurrencia (energía, entropía, homogeneidad y contraste). Estas características son utilizadas para clasificar los píxeles como cerebro o sombra acústica mediante una SVM. En lugar de realizar una predicción de etiquetas para cada píxel, se calcula la probabilidad de un dato a pertenecer al tejido cerebral, utilizando este valor como el peso de cada píxel para formar la imagen combinada (Perez-Gonzalez et al. 2018).

Actualmente continuamos en el desarrollo de técnicas y aplicaciones para la valoración del bienestar fetal en colaboración con el Instituto Nacional de Perinatología, aplicando técnicas de aprendizaje profundo para detectar automáticamente los planos estándar para posteriormente realizar las fetometrías en embarazos de segundo y tercer trimestre. El objetivo a mediano plazo es la realización automática de fetometrías, la estimación del peso y talla fetal con la combinación de información imagenológica, parámetros étnicos y clínicos parentales.

Conclusión

Durante varias décadas, el LINI ha aplicado métodos de procesamiento digital de señales, modelado estadístico de datos y técnicas de clasificación empleando aprendizaje maquina, para el diseño de soluciones a necesidades clínicas de diagnóstico cuantitativo. La colaboración entre los integrantes del grupo y expertos clínicos de instituciones de salud y de otras universidades y centros de investigación, ha permitido una producción científica sostenida y, sobre todo, la formación de decenas de jóvenes a nivel licenciatura, maestría y doctorado. Ha sido, en suma, una colaboración fructífera y armoniosa.

Referencias

Barbará-Morales, Eduardo, Perez-Gonzalez, Jorge Luis, Rojas-Saavedra, Karla y Medina-Banuelos, Veronica (2020). «Evaluation of Brain Tortuosity Measurement for the Automatic Multimodal Classification of Subjects with Alzheimer's Disease». En: *Computational Intell. and Neuroscience 2020*, págs. 1-11. doi: 10.1155/2020/4041832.

Castellanos-Abrego, Norma Pilar, Del Angel, Pedro Luis y Medina-Banuelos, Veronica (nov. de 2004). «Nonrigid medical image registration technique as a composition of local warpings». En: *Pattern Recognition 37*, págs. 2141-2154. doi: 10.1016/j.patcog.2003.09.019.

Garza-Jinich, Maria, Meer, Peter y Medina-Banuelos, Veronica (1999). «Robust retrieval of three-dimensional structures from image stacks». En: *Medical Image Analysis 3.1*, págs. 21-35. issn: 1361-8415. doi: [https://doi.org/10.1016/S1361-8415\(99\)80014-0](https://doi.org/10.1016/S1361-8415(99)80014-0). url: <https://>

www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841599800140.

Jimenez-Alaniz, Juan Ramón, Medina-Banuelos, Veronica y Yanez-Suarez, Oscar (2006). «Data-driven brain MRI segmentation supported on edge confidence and a priori tissue information». En: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 25.1, págs. 74-83. doi: 10.1109/TMI.2005.860999.

Jimenez-Angeles, Luis, Valdes-Cristerna, Raquel, Vallejo, Enrique, Bialostozky, David y Medina-Banuelos, Veronica (abr. de 2009). «Factorial phase analysis of ventricular contraction using equilibrium radionuclide angiography images». En: *Biomedical Signal Processing and Control* 4, págs. 149-161. doi: 10.1016/j.bspc.2008.11.004.

Perez-Gonzalez, Jorge Luis, Arámula-Cosío, Fernando, Guzmán, Mario, Camargo, Lisbeth, Gutierrez, B, Mateus, D, Navab, N y Medina-Banuelos, Veronica (2018). «Spatial Compounding of 3-D Fetal Brain Ultrasound Using Probabilistic Maps». En: *Ultrasound Med Biol.* (44(1)), págs. 278-291. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2017.09.001.

Perez-Gonzalez, Jorge Luis, Bello-Munoz, Juan, Porras, M.C., Arambula-Cosio, Fernando y Medina-Banuelos, Veronica (oct. de 2014a). «Automatic Fetal Head Measurements from Ultrasound Images Using Optimal Ellipse Detection and Texture Maps». En: vol. 49. isbn: 978-3-319-13116-0. doi: 10.1007/978-3-319-13117-7_85.

Perez-Gonzalez, Jorge Luis, Yanez-Suarez, Oscar, Bribiesca, Ernesto, Arambula Cosio, Fernando, Jimenez-Alaniz, Juan Ramon y Medina-Banuelos, Veronica (2014b). «Description and classification of normal and pathological aging processes based on brain magnetic resonance imaging morphology measures». En: *Journal of Medical Imaging* 1.3, pág. 034002. doi: 10.1117/1.JMI.1.3.034002. url: <https://doi.org/10.1117/1.JMI.1.3.034002>.

Santos-Diaz, Alejandro, Valdes-Cristerna, Raquel, Vallejo, Enrique, Hernández, Salvador y Jimenez-Angeles, Luis (feb. de 2017). «Automated Classification of Severity in Cardiac Dyssynchrony Merging Clinical Data and Mechanical Descriptors». En: *Computational and Mathematical Methods in Medicine* 2017, págs. 1-9. doi: 10.1155/2017/3087407.

Valdes-Cristerna, Raquel, Medina-Banuelos, Veronica y Yanez-Suarez, Oscar (2004). «Coupling of radial-basis network and active contour model for multispectral brain MRI segmentation». En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.3, págs. 459-470. doi: 10.1109/TBME.2003.820377.

Valdes-Cristerna, Raquel y Yanez-Suarez, Oscar (2003). «Active contours and surfaces with cubic splines for semiautomatic tracheal segmentation». En: *Journal of Electronic Imaging* 12.1, págs. 81-96. doi: 10.1117/1.1526847. url: <https://doi.org/10.1117/1.1526847>.