



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO**

---

---

**Instituto Nacional de Perinatología  
“Isidro Espinosa de los Reyes”**

**“Curva de Aprendizaje para la Adquisición de  
Volúmenes de Cerebelo Fetal”**

**T E S I S**

**Que para obtener el Título de**

**ESPECIALISTA EN MEDICINA MATERNO FETAL**

**PRESENTA**

**DR. JOSÉ JUAN BARRIENTOS ROMERO**

**DR. MARIO ESTANISLAO GUZMÁN HUERTA  
PROFESOR TITULAR DEL CURSO DE ESPECIALIZACIÓN**

**DR. JESÚS ANDRÉS BENAVIDES SERRALDE  
DIRECTOR DE TESIS**



**MEXICO, DF. 2011**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## **AUTORIZACION DE TESIS**

**“Curva de Aprendizaje para la Adquisición de Volúmenes  
de Cerebelo Fetal”**

---

**Dr. Carlos Ramírez Isarraraz**  
Subdirector Académico y de Gestión Educativa  
Instituto Nacional de Perinatología “Isidro Espinosa de los Reyes”

---

**Dr. Mario Estanislao Guzmán Huerta**  
Profesor Titular Del Curso De Especialización en Medicina Materno Fetal  
Jefe del Departamento de Medicina Fetal  
Instituto Nacional de Perinatología “Isidro Espinosa de los Reyes”

---

**Dr. Jesús Andrés Benavides Serralde**  
Director De Tesis  
Médico Adscrito al Departamento de Medicina Fetal  
Instituto Nacional de Perinatología “Isidro Espinosa de los Reyes”

# INDICE

<b>RESUMEN</b> .....	2
<b>ABSTRACT</b> .....	3
<b>CAPITULO 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b> .....	4
<b>CAPITULO 2. ANTECEDENTES</b> .....	5
<b>Generalidades sobre ultrasonografía 2D y 3D</b> .....	5
<b>Segmentación de imágenes médicas</b> .....	7
<b>Definición de segmentación</b> .....	7
<b>Pasos de la segmentación</b> .....	8
<b>Dificultades en la segmentación</b> .....	8
<b>Preprocesamiento de las imágenes de ultrasonido</b> .....	9
<b>Tipos de segmentación</b> .....	9
<b>Métodos (algoritmos) de segmentación</b> .....	10
<b>Segmentación de imágenes médicas y sus aplicaciones</b> .....	15
<b>Sobre el desarrollo del modelo de segmentación semiautomática</b> .....	18
<b>CAPITULO 3. JUSTIFICACIÓN</b> .....	25
<b>CAPITULO 4. MATERIAL Y METODOS</b> .....	26
<b>Objetivo</b> .....	26
<b>Universo de estudio</b> .....	26
<b>Población accesible</b> .....	26
<b>Criterios de inclusión</b> .....	26
<b>Criterios de no inclusión</b> .....	26
<b>Criterios de exclusión</b> .....	27
<b>Tamaño de la muestra</b> .....	27
<b>Variable en estudio</b> .....	27
<b>Técnica de adquisición de volumen de cerebelo</b> .....	27
<b>Descripción del estudio</b> .....	29
<b>Análisis de los resultados</b> .....	31
<b>CAPITULO 5. RESULTADOS</b> .....	34
<b>CAPITULO 6. DISCUSIÓN</b> .....	38
<b>CAPITULO 7. CONCLUSIONES</b> .....	41
<b>ANEXOS</b> .....	42
<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	45

## RESUMEN

**OBJETIVO.** Determinar el número de intentos necesarios para obtener la competencia para la adquisición de volúmenes de cerebro fetal por ultrasonido tridimensional mediante la aplicación de la técnica de la suma acumulativa (CUSUM), como parte de una línea de investigación sobre el desarrollo de un modelo de segmentación semiautomático de estructuras fetales.

**MATERIAL Y METODOS.** Se incluyeron pacientes que acudieron a realización de ultrasonido de Nivel II al departamento de Medicina Materno Fetal con embarazo entre las 18 y 34 semanas, con feto único sano. Participaron 2 operadores, alumnos del segundo año del curso de Especialización en Medicina Materno Fetal, quienes adquirieron volúmenes de cerebro fetal bajo supervisión de un experto y siguiendo un método estandarizado. El valor CUSUM fue calculado de acuerdo a una tasa de fallo aceptable de 10% y a una tasa de fallo inaceptable del 25%. El punto en el cual la gráfica cae por debajo de dos líneas consecutivas indica el número de intentos necesarios para declarar que la competencia deseada se ha cumplido.

**RESULTADOS.** Se realizaron un total de 68 adquisiciones de volúmenes de cerebro fetal en 34 pacientes entre los 2 operadores. Las gráficas CUSUM mostraron que la competencia deseada se obtuvo en un promedio de 31 intentos. La tasa de fallo promedio fue de 19.1%, por debajo del 25% estimado a priori como tasa de fallo inaceptable.

**CONCLUSIONES.** Este estudio de muestra la utilidad del método CUSUM para evaluar el aprendizaje de técnicas ultrasonográficas. Los gráficos CUSUM proporcionan una representación confiable de la curva de aprendizaje al acumular evidencia del rendimiento de los alumnos. La técnica CUSUM es una herramienta útil para identificar la competencia y para cuantificar el entrenamiento en evaluación ultrasonográfica necesaria para cada alumno. Actúa además como un indicador temprano del desempeño y destaca dificultades en el ejercicio individual. La conclusión de este trabajo representa un paso previo necesario para el desarrollo de una línea de investigación cuyo objetivo es construir un modelo de segmentación semiautomático de estructuras fetales a partir de volúmenes obtenidos por ultrasonido tridimensional.

## ABSTRACT

**OBJECTIVE.** To determine the number of attempts required to obtain competition for the acquisition of fetal cerebellar volumes by three-dimensional ultrasound through the application of the technique of cumulative sum (CUSUM) as part of a research project on the development of a semiautomatic segmentation model for fetal structures

**METHODS.** Singleton pregnant patients between 18 and 34 weeks of gestation and a previous normal morphological ultrasound performed at the Department of Maternal Fetal Medicine, were included. Two maternal fetal medicine fellows with one year of experience in ultrasound were recruited to participate in the acquisition of fetal cerebellar volumes under the supervision of an expert and following a standardized method. CUSUM values were calculated according to an acceptable failure rate of 10% and an unacceptable failure rate of 25%. The point at which the line at the CUSUM graph falls below two consecutive lines is the number of attempts required to declare that the desired competition has been fulfilled.

**RESULTS.** Sixty eight fetal cerebellar volumes were acquired in 34 patients. CUSUM charts showed that competition was achieved by mean at an average of 31 attempts. The obtained average failure rate (19.1%) was lower than that estimated a priori as unacceptable failure rate (25%).

**CONCLUSIONS.** This study demonstrates the utility of the CUSUM method to evaluate learning ultrasound techniques. CUSUM charts provide a reliable representation of the learning curve by accumulating evidence of student performance. The CUSUM technique is a useful tool to identify and quantify competition training in ultrasound assessment required for each trainee. It also acts as an early indicator of performance and highlights difficulties for each trainee. This project is the first step for the development of a research line which aims to build a semi-automatic segmentation model for fetal structures based on three-dimensional ultrasound volumes-

## CAPITULO 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad la ultrasonografía tridimensional nos permite tomar volúmenes y conservarlos almacenados para su posterior evaluación. Esto conlleva grandes ventajas como lo son: una adquisición menos dependiente del operador, gran disposición y portabilidad de la información, posibilidad de análisis de las imágenes en varias orientaciones, empleo de la telemedicina, entre otros. Sin embargo, una importante desventaja es que el posterior análisis de las imágenes depende en gran medida de la capacidad del examinador y del software que disponga para tal tarea.<sup>1</sup>

La segmentación de imágenes médicas se ha convertido en una herramienta fundamental que permite mejorar en enorme medida las posibilidades diagnósticas y por tanto el manejo de un número importante de patologías. No obstante cuando se utiliza la segmentación en imágenes obtenidas por volúmenes generados por ultrasonografía tridimensional se presentan algunas limitantes interesantes<sup>2</sup>: a) la segmentación manual es un método operador dependiente lo cual supone una gran variabilidad inter e intraobservador, b) no hay métodos de segmentación automatizada (o semi automatizada) para estructuras fetales a partir de volúmenes obtenidos por ultrasonido tridimensional, c) existen las herramientas tecnológicas para la realización de una segmentación, más sin embargo no es una herramienta única.

Conocemos como desarrollar en conjunto con la Universidad Nacional Autónoma de México una herramienta capaz de segmentar semiautomáticamente estructuras fetales obtenidas por ultrasonido tridimensional, pero es necesario generar una base de datos con imágenes obtenidas a partir de volúmenes para enseñarle a la herramienta los contornos de una estructura. El proceso de alimentación de una base de datos requiere por tanto de imágenes de alta calidad obtenidas a partir de volúmenes de calidad óptima, razón por la cual es necesario identificar el número de intentos a partir del cual un operador alcanza la competencia necesaria para la adquisición de volúmenes de calidad óptima. El presente trabajo es el punto de partida de una línea de investigación encaminada a la creación de un modelo de segmentación semiautomática que permita un análisis mucho más rápido de las imágenes médicas obtenidas por ultrasonografía tridimensional, lo cual disminuiría la probabilidad de errores al considerar que dejaría de ser un método dependiente del operador (ya que excluye la posibilidad de error del observador al delinear una estructura) exigiéndole al médico sólo la experiencia necesaria para la adquisición de volúmenes.

## CAPITULO 2. ANTECEDENTES

En las últimas décadas la imagenología se ha expandido considerablemente. La información anatómica y funcional de los órganos y estructuras de interés obtenida a través de técnicas de imagen como el ultrasonido, la tomografía axial computarizada o la resonancia magnética nuclear, han permitido la reconstrucción de imágenes tridimensionales. Dentro del campo de la medicina materno fetal, la evaluación de las diferentes estructuras del feto ha sido una de las áreas de mayor interés.<sup>1</sup> Es por tanto el diagnóstico por imagen una herramienta invaluable en nuestra área, misma que nos ha permitido adquirir conocimiento de la anatomía y fisiología normal y anormal convirtiéndose en una herramienta necesaria para la el diagnóstico y planeamiento del manejo médico.<sup>3</sup>

El incremento en el tamaño y en el número de estas imágenes médicas ha requerido el uso de computadoras para facilitar su procesamiento y análisis. En particular, se ha incrementado la importancia de algoritmos por computadora para la delineación de estructuras anatómicas y otras regiones de interés, como apoyo en áreas radiológicas específicas automáticas. Estos algoritmos, llamados **algoritmos de segmentación de imágenes**, juegan un papel importante en numerosas aplicaciones biomédicas por imagen, como la cuantificación de volúmenes tisulares (1), el apoyo diagnóstico (2), la localización de patologías (3), el estudio de estructuras anatómicas (4), la planeación de tratamientos (5) y la cirugía integrada por computadora (6).<sup>3</sup>

### GENERALIDADES SOBRE ULTRASONOGRAFIA 2D Y 3D

La ultrasonografía bidimensional (US 2D) es una técnica de imagen en tiempo real ampliamente usada en ginecología y obstetricia. Su valor diagnóstico está bien establecido. Un examinador experto puede reconstruir una imagen tridimensional en su mente a partir de una secuencia de múltiples imágenes bidimensionales. Sin embargo, la posibilidad de obtener imágenes de ciertos planos del espacio mediante US 2D es muy limitada, siendo imposible en algunos casos. Además, la "creación" de una imagen en la mente del examinador confiere a esta técnica un alto grado de subjetividad, lo que en algunos aspectos hace que la técnica tenga limitaciones importantes en cuanto a su reproducibilidad.<sup>4</sup>

En los últimos años la ultrasonografía tridimensional (US 3D) se ha introducido poco a poco, en la práctica clínica. Con esta tecnología se adquieren imágenes en cualquier plano del espacio de un órgano o región de interés (RDI). Con la US 3D podemos obtener y almacenar un volumen de imágenes. Este volumen puede ser evaluado posteriormente cuantas veces se quiera, permitiendo realizar “navegaciones” virtuales sobre la RDI, reconstrucciones de superficies y cálculos de volúmenes.<sup>4</sup>

Las imágenes de US 3D pueden obtenerse mediante dos métodos: automático o manual. Anteriormente se empleaban sensores acoplados al transductor y al paciente de modo que las imágenes bidimensionales obtenidas por el transductor se orientaban en el espacio. El examinador desplazaba el transductor mediante movimientos de traslación o rotación obteniendo una secuencia de imágenes 2D que se almacenaban en una computadora conectada al ultrasonido donde posteriormente era procesada mediante un software.<sup>4</sup>

Actualmente, el método automático emplea transductores especialmente diseñados para obtener imágenes tridimensionales. En este caso es el transductor el que realiza el barrido sobre la RDI seleccionada por el examinador sin que este tenga que realizar ningún tipo de desplazamiento. La velocidad y ángulo de barrido pueden ser ajustados por el examinador. A menor velocidad y menor ángulo de barrido mayor será la resolución obtenida. El tiempo promedio de barrido, entre 3-10 segundos, depende de la velocidad y ángulo establecidos. El conjunto de imágenes obtenidas es lo que se denomina “volumen 3D” y se compone de “voxels”. Cada “voxel” tiene un valor en la escala de grises.<sup>4</sup>

El volumen obtenido puede ser almacenado y analizado posteriormente si en necesidad de que el paciente esté presente (análisis *off line*). La información queda grabada en formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine). DICOM nació en 1993 en respuesta al incremento en el uso de imágenes digitales, las cuales son generadas por una gran cantidad de *hardware*. DICOM es un tipo de archivo universal que facilita el intercambio de información entre *hardware* (p.ej. empleo de un ultrasonido a una computadora) independientemente del fabricante de los mismos. Guarda una gran cantidad de información, conteniendo no sólo imágenes médicas, sino datos en relación a la identificación del paciente (nombre, edad, sexo, etc.).<sup>5</sup>

Las imágenes 3D pueden presentarse en la pantalla en varios formatos: modo de superficie, modo multiplanar u ortogonal o modo tomográfico. El modo de superficie permite obtener una reconstrucción de una superficie concreta como puede ser un acara fetal o la pared interna de una tumoración quística, por ejemplo. El modo multiplanar visualiza simultáneamente los 3 planos del espacio

de la RDI, permitiendo navegar virtualmente a través de ellos, mientras que el modo tomográfico muestra varios cortes como los que se obtienen durante una tomografía computarizada o una resonancia magnética.<sup>6,7</sup> Es una técnica novedosa que se encuentra actualmente bajo protocolos de validación.<sup>8</sup>

Asimismo, el US 3D permite realizar cálculos volumétricos en la RDI. Se han descrito varios métodos, sin embargo, el que se ha considerado como estándar de oro ha sido el método rotacional de nominado VOCAL (Virtual Organ Computer-Aided analysis). Este método permite obtener una reconstrucción 3D de la RDI y estimar la vascularidad de la RDI mediante el uso de power-Doppler y la función denominada histograma.<sup>9</sup>

Con el US 3D pueden presentarse artefactos, algunos inherentes al US 2D como son las sombras acústicas, los fenómenos de reverberación o los artefactos por movimiento y otros propios de la ultrasonografía 3D derivados de la adquisición de volumen, de su presentación o del procesado.<sup>4</sup>

En los últimos 3 años diversos estudios han demostrado que esta técnica es altamente reproducible, tanto inter como intraobservador, en la interpretación de la imagen, cálculo de volúmenes y en la estimación de la vascularidad. El mejor método, es decir el más reproducible hasta el momento, es el método VOCAL, pues no está influido por el hecho de que el volumen sea obtenido por diferentes examinadores y no solo en condiciones “ideales” sino también patológicas.<sup>4</sup>

En general, las mediciones volumétricas obtenidas por 3D son más confiables y precisas que aquellas obtenidas por 2D, tanto para objetos regulares e irregulares, y son lo suficientemente exactas para el uso clínico.<sup>10</sup>

## **SEGMENTACIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS**

### **DEFINICIÓN DE SEGMENTACIÓN**

*Separación de una imagen en regiones de interés.* Las imágenes segmentadas se utilizan actualmente en una variedad de aplicaciones: cuantificación de volúmenes de tejido; diagnóstico; localización de patologías; estudio de la estructura anatómica; planeación de terapia; y cirugía asistida por computadora. Sin embargo la segmentación de imágenes médicas continúa siendo un problema difícil debido a la gran variedad de formas que pueden tomar las estructuras anatómicas y las variaciones en la calidad de las imágenes. En particular la presencia de ruido y

artefactos que hacen poco efectivos a los métodos básicos de segmentación como: detección de bordes o clasificación de píxeles.

## PASOS DE LA SEGMENTACIÓN

El método de segmentación consiste en la implementación de diferentes etapas de análisis y procesamiento.

- 1) Adquisición de imágenes en formato digital.
- 2) Preprocesamiento (para reducir los efectos del ruido de moteado –*speckle*-característico del ultrasonido).
- 3) Segmentación (en la que se localizan las fronteras de las estructuras).
- 4) Implementación de un algoritmo de identificación y extracción de los bordes de las estructuras o regiones de interés de las imágenes segmentadas.

## DIFICULTADES EN LA SEGMENTACIÓN

Aunque con la vista, la detección de regiones pueda parecer una tarea sencilla, nos encontramos con una serie de dificultades a la hora de realizar la segmentación de una imagen.

- a) **Artefactos.** Por problemas en la adquisición podemos encontrar ruido en la imagen, que distorsiona las características de las distintas regiones.
- b) **Volumen parcial.** Al ser las imágenes representaciones 2D de objetos 3D podemos encontrar en la imagen información que no es propiamente de ese plano y que limita la definición de las regiones.
- c) **Inhomogeneidad.** Los objetos no poseen siempre una iluminación uniforme, sino que muchas veces es sólo una textura característica lo que los diferencia de otros.
- d) **Forma.** Segmentar un objeto uniforme no causa mayores problemas. Sin embargo, cuando los objetos poseen formas irregulares pueden ser difíciles de segmentar, ya que pueden estar entrelazados con otros objetos.
- e) **Ruido de moteado.** El *speckle* o ruido de moteado es un patrón de interferencia que resulta de la acumulación coherente de la dispersión aleatoria de una célula del haz de ultrasonido. Es un artefacto de gran importancia para la interpretación de imágenes, para lo que se han propuesto métodos para que pueda ser corregido y obtener una mejor segmentación. Salbaugh propuso un método para disminuir el ruido utilizando un método de contornos activos posterior a un “blanqueamiento” de la imagen.<sup>11</sup>

## PREPROCESAMIENTO DE LAS IMÁGENES DE ULTRASONIDO

Este paso tiene como finalidad mejorar la apariencia de la imagen original para lograr una segmentación adecuada. Para tal efecto se dispone de filtros, los cuáles se pueden clasificar como suavizantes y realzantes.<sup>12</sup>

- a) **Filtros suavizantes.** Se emplean para hacer que la imagen aparezca algo borrosa y también para reducir el ruido. Es útil que la imagen aparezca algo borrosa en algunas etapas del preprocesado, como la eliminación de los pequeños detalles de una imagen antes de la extracción de un objeto, y el relleno de pequeños espacios entre líneas o curvas. La reducción del ruido puede realizarse mediante el aumento de la borrosidad con un filtro lineal o también con un filtro no lineal.<sup>13</sup>
- b) **Filtros realzantes.** El objetivo principal del realce es el de destacar los detalles finos de una imagen o intensificar detalles que han sido difuminados, bien sea por error o bien por efecto natural del método de adquisición de la imagen.<sup>13</sup>

## TIPOS DE SEGMENTACIÓN

Se clasifica en tres grupos, de acuerdo al grado de interacción del usuario en el proceso de segmentación.

1. **Manual.** El usuario realiza la segmentación él mismo con la ayuda de un bisturí electrónico, cortando todas las estructuras que queden fuera de la región de interés. Es un método preciso, pero es muy lento y poco práctico cuando se requiere segmentar un número alto de imágenes. La segmentación manual ofrece una ventaja adicional cuando los métodos semiautomáticos o automáticos son incapaces de medir estructuras irregulares.<sup>13</sup> Los métodos de segmentación manual más utilizados para analizar volúmenes de ultrasonido son el método **multiplanar** y el método **VOCAL**. Quizá éste último sea el método más utilizado, el cual se basa en la realización de una serie de trazos sobre las regiones de interés en los 3 distintos ejes de orientación del área en estudio. Posteriormente el programa conjunta los datos y recrea una imagen tridimensional, la cual calcula el volumen de la región de interés.<sup>14</sup>
2. **Semi-automática.** La computadora realiza el proceso, pero el usuario interviene en determinados momentos sobre el mismo para definir parámetros o corregir resultados.
  - a. Un ejemplo es el **modo de inversión** en el cual el programa busca intencionalmente segmentar los espacios anecoicos e hipoeoicos dentro del tamaño de la caja que se fije. Debido al error automático,

el análisis visual permite corregir los bordes mediante un delineado manual.<sup>15</sup>

- b. Otros métodos consisten en marcar algunos puntos de la frontera y el resto son calculados automáticamente por interpolación u otros métodos, como el de contornos activos o *snakes*.<sup>14,16</sup>
3. **Automática.** La computadora realiza todo el proceso de forma automática, a través de un software. Cabe mencionar que no se dispone en la actualidad de métodos automáticos comerciales para evaluación de volúmenes obtenidos por US 3D.

## MÉTODOS (ALGORITMOS) DE SEGMENTACIÓN

Dentro de los métodos de segmentación clásicos aparecen tres grandes grupos, en función de la estrategia que empleen para realizar la segmentación:

1. **Conocimiento global de toda la imagen o de una región.** Si tenemos información sobre la región (nivel de gris de la misma, posición, textura), podemos detectarla directamente.
2. **Métodos basados en bordes o fronteras.** Buscamos las zonas de cambio de características entre dos regiones.
3. **Métodos basados en regiones.** Buscamos regiones homogéneas en cuanto a intensidad, textura, etc.

Pham y colaboradores dividen los métodos de segmentación de imágenes médicas en 8 categorías: métodos de umbralización, métodos de región creciente, clasificadores, métodos de agrupamiento (clustering methods), modelos de campos aleatorios de Markov, redes neurales artificiales, modelos deformables y métodos guiados por plantillas (atlas guided methods). Se describen además otros métodos notables que no pertenecen a ninguna de estas categorías. De los métodos mencionados anteriormente, los de umbralización, clasificación, agrupamiento, y campos aleatorios de Markov, pueden considerarse métodos de clasificación de píxeles.<sup>3</sup>

1. **Umbralización.** La umbralización (*thresholding*) es un método que segmenta imágenes creando una partición binaria de las intensidades de las imágenes. La segmentación agrupa todos los píxeles con mayor intensidad al umbral en una clase, y todos los otros píxeles en otra clase. La determinación de más de un valor umbral es un proceso llamado multiumbralización (multithresholding). La umbralización es una técnica efectiva para obtener la segmentación de

imágenes donde estructuras diferentes tienen intensidades contrastantes u otras características diferenciables. Generalmente, la umbralización es el paso inicial del procesamiento de imágenes. Su principal limitante es que en su forma más simple solo se generan dos clases y por lo tanto no se puede aplicar a imágenes complejas. Además, la umbralización usualmente no toma en cuenta las características espaciales de la imagen.

2. **Región Creciente (region growing).** Esta es una técnica para extraer regiones de la imagen que están conectadas según cierto criterio predefinido. Este criterio puede estar basado en información de intensidades y/o bordes de la imagen. En su forma más simple, este método requiere un punto “semilla” (seed point) que es seleccionado manualmente por el usuario, y extrae todos los píxeles conectados a la semilla, que tengan el mismo valor de intensidad. Al igual que la umbralización, por lo general no se utiliza la región creciente solamente en una imagen, sino que se utiliza como parte de un conjunto de operaciones de procesamiento de imágenes, particularmente en la delineación de pequeñas y simples estructuras como tumores y lesiones. Su desventaja principal es que requiere interacción manual para obtener el punto semilla.
3. **Clasificadores.** Son aquellos métodos clasificadores que intentan clasificar un píxel o voxel directamente en clases, en función de ciertas características que compartan (nivel de gris, nivel de gris en otras imágenes –multiespectro-, características locales –varianza-, bordes, líneas, ángulos o formas). Los clasificadores son conocidos como *métodos supervisados* debido a que requieren datos de entrenamiento que son segmentados manualmente, para luego ser utilizados en la segmentación automática de nuevos datos. Hay una gran cantidad de maneras en las que los datos de entrenamiento pueden ser aplicados en los métodos de clasificación. Una desventaja es la necesidad de la interacción manual para obtener los datos de entrenamiento.
4. **Agrupamiento.** Las técnicas de agrupamiento clasifican los píxeles estadísticamente, sin tener en cuenta su situación espacial. Es decir, no empleamos información de regiones o de bordes, sólo información de intensidad de cada punto. La forma más sencilla es aquella en que definimos a priori el número de clases en que queremos clasificar los píxeles, y seleccionamos ciertas muestras de cada clase. Esta es la clase de técnicas denominadas *supervisadas*. Las técnicas no supervisadas son totalmente automáticas y el número de clases se escoge a lo largo del proceso.
5. **Campos aleatorios de Markov.** Los modelos de campos aleatorios de Markov (MRF – *Markov Random Fields*) no son un método de segmentación en sí mismos, pero son un modelo estadístico que puede ser usado dentro de los métodos de segmentación. Los MRF modelan las interacciones espaciales entre vecinos o píxeles cercanos. Estas correlaciones locales proveen un mecanismo para modelar una variedad de propiedades de la imagen. En el

tratamiento de imágenes médicas, se utilizan frecuentemente para tomar en cuenta el hecho que la mayoría de los píxeles pertenecen a la misma clase a la que pertenecen sus píxeles vecinos. Tienen la desventaja de que en algunas ocasiones resultan en una segmentación excesivamente suave y una pérdida de los detalles estructurales.

**6. Redes Neuronales Artificiales.** Las Redes Neuronales Artificiales (ANN – *Artificial Neural Network*) son redes masivamente paralelas de procesamiento de elementos o nodos que simulan el aprendizaje biológico. Cada nodo en una ANN es capaz de llevar a cabo cálculos elementales. El uso que más se le da en procesamiento de imágenes médicas es el de un clasificador, usando datos de entrenamiento para luego la ANN segmente nuevos datos. También pueden ser usadas de una manera no supervisada como método de agrupamiento o como modelo deformable.

**7. Modelos deformables (\*Se amplía este apartado debido a que el método en desarrollo está basado en un modelo deformable).**<sup>17</sup> Los modelos deformables (*del contorno de un objeto*) se han estudiado y aplicado en la solución de los problemas de segmentación de imágenes médicas con muy buenos resultados. Son técnicas basadas en modelos para delinear los bordes de una región utilizando curvas o superficies paramétricas cerradas que se deforman bajo la influencia de fuerzas externas e internas. Para delinear el borde de un objeto en la imagen se debe colocar una curva o superficie cerrada cerca del borde deseado y luego permitirle experimentar un proceso iterativo de relajación. Las fuerzas internas están diseñadas para mantener el modelo con una curvatura suave y las fuerzas externas mueven y deforman el modelo para ajustarlo a la estructura atómica de interés. Los modelos deformables han sido ampliamente utilizados en la segmentación de imágenes médicas. Un área en la cual frecuentemente son utilizados es en la reconstrucción de la corteza cerebral en imágenes de RMN. También se han utilizado en la segmentación de imágenes cardíacas, de hueso en imágenes de TAC y en ultrasonido. Sus ventajas se resumen en la habilidad de disminuir los errores secundarios a la presencia de ruido y artefactos (mismos que hacen poco efectivos a los métodos básicos de segmentación como son la detección de bordes o la clasificación de píxeles). Sin embargo, una desventaja es que requieren una interacción manual para colocar un modelo inicial y es coger algunos parámetros apropiados.

Los modelos activos de forma (ASMs por sus siglas en inglés *Active Shape Models*) pertenecen a la categoría de métodos de segmentación basados en modelos deformables. Los ASMs son una técnica efectiva de segmentación automática del contorno de uno o varios objetos en una imagen digital. Un ASM puede segmentar el contorno de un objeto con exactitud y rapidez, si se realiza una inicialización adecuada.

El método de segmentación con modelos activos de forma consiste esencialmente en:

- A. Un modelo deformable del contorno del objeto de interés (**Modelo de Distribución de Puntos**: modelo estadístico construido a partir de un conjunto de ejemplos del objeto de interés anotados por un experto. En cada imagen de ejemplo se anotan varios puntos de referencia (*landmarks*) que pueden identificarse con fiabilidad en cualquier imagen (p.ej. las puntas de los dedos en imágenes de una mano).
- B. Un modelo estadístico de los bordes de un contorno en la imagen.
- C. Un método de ajuste local del modelo del contorno.

La construcción de un ASM se realiza en las siguientes etapas:

- a) Anotación manual o automática de un conjunto de puntos de referencia sobre varios ejemplos del objeto de interés (conjunto de entrenamiento).

Esta etapa requiere en general de varias operaciones (**Figura 1**):

- a. Recolección de un conjunto de imágenes de entrenamiento adecuado: representativo, con suficientes imágenes.
- b. Anotación manual del contorno sobre cada imagen de entrenamiento.
- c. Anotación manual de puntos de referencia.
- d. Interpolación de pseudoreferencias. Requiere de contornos anotados en el mismo sentido y con el mismo punto inicial.

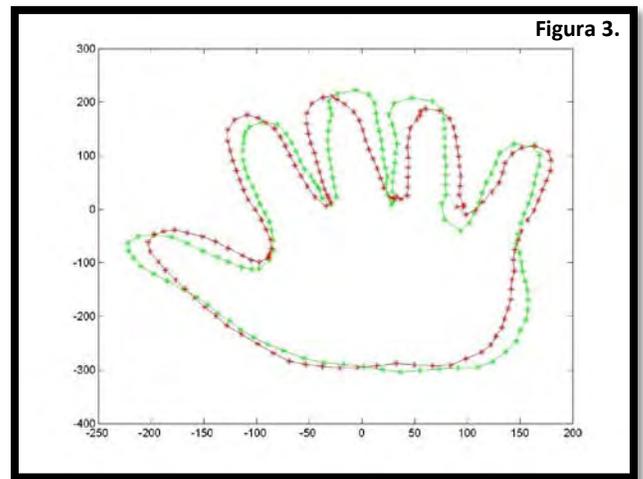
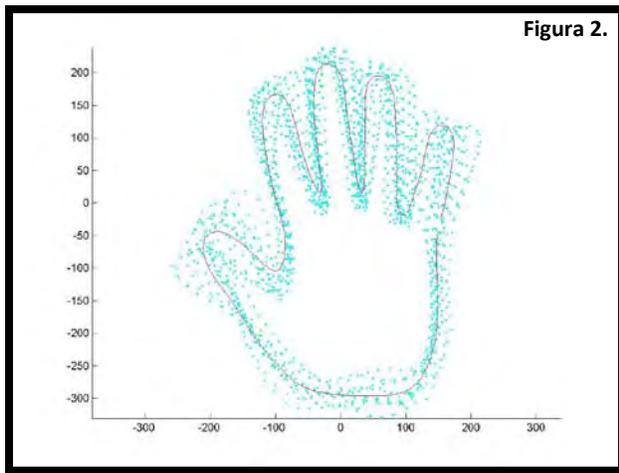


- b) Alineación del conjunto de entrenamiento anotado, para minimizar las diferencias en pose (escala, posición xy, rotación). (**Figura 2**). Cálculo de la media y de las componentes principales de los contornos de entrenamiento alineados (Modelo de Distribución de Puntos -MDP-). Una vez alineado el conjunto de entrenamiento se pueden calcular la forma promedio y los vectores y valores característicos (componentes principales) del conjunto de entrenamiento. Muestreo de perfiles de píxeles sobre las imágenes de entrenamiento y cálculo del perfil promedio y de la covarianza para cada punto del MDP (**Figura 3**).

Durante el ajuste del ASM a una imagen:

- Se realiza una búsqueda a lo largo de perfiles perpendiculares al contorno para estimar la posición óptima de cada punto;
- Se ajusta la pose;

- Se ajusta la forma;
- Lo anterior se repite un número fijo de iteraciones.



Los resultados son los siguientes (**Figuras 4 y 5**):

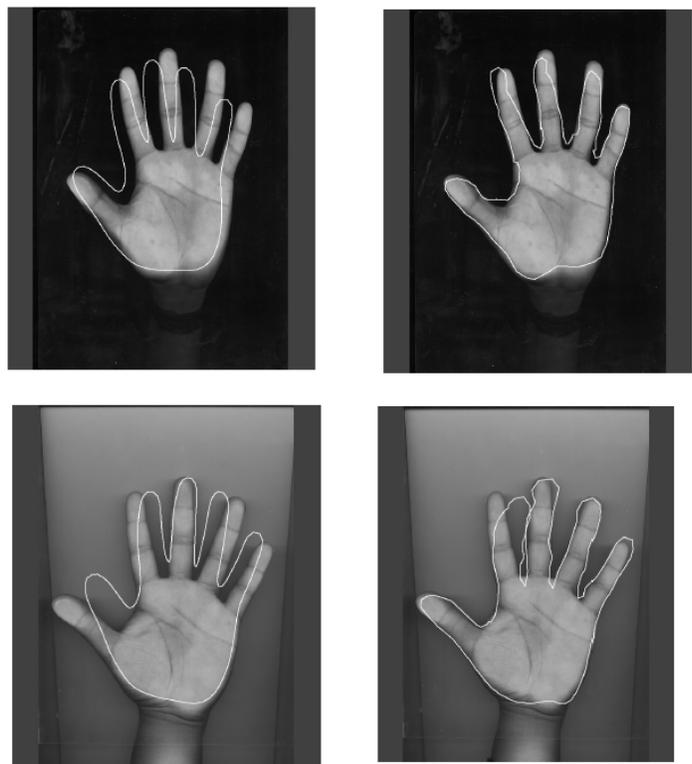


Figura 4.

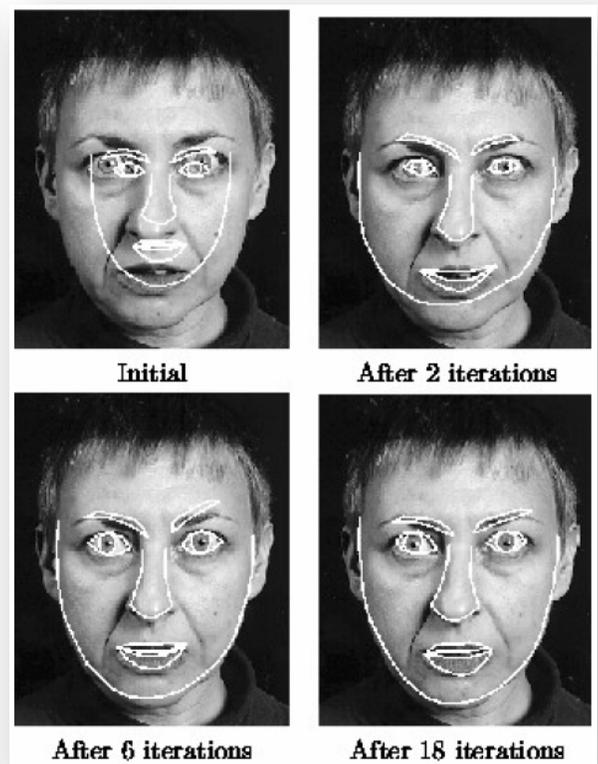


Figura 5.

**8. Guiados por plantillas.** Los métodos guiados por plantillas (*atlas-guided methods*) son una poderosa herramienta para la segmentación de imágenes médicas cuando está disponible una plantilla o mapa estándar. El mapa o plantilla es generada por información compilada de la anatomía que requiere segmentación. Este mapa es utilizado como un marco de referencia para segmentar nuevas imágenes. Conceptualmente, los métodos guiados por plantillas son similares a los clasificadores con la excepción de que es tan implementados en el dominio espacial de la imagen en lugar de en un espacio característico. Los métodos guiados por plantilla han sido aplicados principalmente en el tratamiento de imágenes de RM del cerebro. Esto es debido a que los métodos guiados por plantilla por lo general se adaptan mejor a la segmentación de estructuras que son estables en toda la población de estudio.

**9. Otros métodos.**

- El **ajuste al modelo** (*model-fitting*) consiste en tratar de ajustar una forma geométrica simple, como una elipse o parábola, a la localización de características de la imagen. Es una técnica que debe especializarse para la estructura que se segmenta pero se implementa fácilmente y puede proveer buenos resultados cuando el modelo es apropiado. La dificultad principal con este método es que las características de la imagen deben ser extraídas antes de realizar el ajuste.
- El **algoritmo de watershed** es una técnica morfológica de segmentación de imágenes de niveles de gris. Es un método basado en regiones, que divide todo el dominio de la imagen en conjuntos conexos. Se aplica a imágenes 2D y 3D. El concepto de watershed procede del campo de la topografía: en un relieve topográfico, las líneas watershed son las fronteras de separación entre las cuencas de drenaje de ríos y lagos. Además, cada cuenca es asociada a un mínimo local de relieve. La transformación watershed se puede aplicar a imágenes en escala de grises multinivel.<sup>18,19</sup>

## SEGMENTACION DE IMÁGENES MÉDICAS Y SUS APLICACIONES

Desde hace ya varios años, varios investigadores alrededor de todo el mundo se han dado a la tarea de crear métodos de segmentación tanto manuales, como semiautomáticos o automáticos que permitan lograr un beneficio directo en el manejo de diversos problemas médicos. Se mencionan a continuación algunos ejemplos en las áreas de la obstetricia, ginecología y neonatología.

## OBSTETRICIA

- Se han reportado mediciones volumétricas de diferentes órganos, demostrando la factibilidad de tales mediciones y potencial uso clínico de tablas de volúmenes. Varios trabajos han reportado mediciones de volúmenes de placenta, cavidad amniótica, el feto en el primer y segundo trimestre, hígado, brazo y pulmón. La volumetría por 3D del pulmón es un potencial predictor de la hi poplasia pulmonar y su resultado perinatal. Los investigadores se han dedicado a buscar diferencias de volúmenes en embarazos complicados por anomalías cromosómicas, diabetes, restricción del crecimiento intrauterino<sup>20</sup> y hernia diafragmática congénita. Sin embargo, la gran mayoría de estos trabajos (mismos que consumen gran cantidad de tiempo) se encuentran en fase de investigación.<sup>8</sup>
- En la búsqueda de métodos de segmentación automáticos **Carneiro** publicó en el 2008 el desarrollo de un método de segmentación automática que tiene su fundamento en un clasificador de imágenes. Se utilizó una gran base de datos para la construcción de este método (un banco de imágenes que contenía 1426 cortes axiales de cráneo, 1168 de fémur y 1293 cortes axiales de abdomen. Las imágenes habían sido obtenidas previamente por expertos. Se calculó DBP; CC, LF y CA. El método realizaba la segmentación de una nueva imagen al compararla con las imágenes previamente almacenadas en el banco de imágenes (ya segmentadas por expertos). Los resultados demostraron ser confiables. Al comparar la segmentación obtenida por este método y la segmentación previamente establecida, el error promedio fue de 0.0265. Sin embargo tal método no se ha desarrollado en imágenes 3D.<sup>21</sup>
- **Benavides** publicó un trabajo de segmentación de estructuras cerebrales en fetos utilizando el método VOCAL. A través de esta segmentación manual, demostró que aquellos fetos con RCIU severo cursan con volúmenes cerebrales frontales y talámicos menores comparados con fetos sanos.<sup>20</sup>
- **Tutschek** segmentó de manera semiautomática el corazón fetal utilizando un software comercial diseñado para la foliculometría ovárica. A través del modo de inversión logró obtener imágenes morfológicas claras de las cavidades cardíacas así como de los grandes vasos. utilizando el modo de inversión para segmentar el corazón fetal. Se segmentó de manera semiautomática logrando obtener una morfología rotacional de las cavidades cardíacas y los grandes vasos fetales.<sup>15</sup>
- **Kusanovic** comparó en el 2008 el método VOCAL, el método inverso y la segmentación manual, segmentando vejigas y estómagos fetales. Obtuvo la concordancia de estas 3 técnicas así como la concordancia inter e intraobservador. Encontró que las mediciones con la segmentación manual y el modo de inversión se obtuvieron mucho más rápido que con el VOCAL.

Asimismo demostró que son factibles las mediciones de los volúmenes de estructuras fetales llenas de líquido con una forma relativamente regular con métodos como la segmentación manual y el modo de inversión. Su ventaja sobre el VOCAL es que fueron más rápidas de obtener. De estos tres métodos, la segmentación manual es la que ofrece más utilidad en la medición de volúmenes en estructuras sólidas. De cualquier forma, se sigue considerando al VOCAL como el estándar de oro para volumetría.<sup>14</sup>

- Aunque no utilizó US sino imágenes de RM, **Grossman** demostró la utilidad de la segmentación en la evaluación del desarrollo y crecimiento cerebral en el feto. Encontró que entre las 25 y 42 semanas el volumen de los ventrículos laterales es constante, mientras que los volúmenes parenquimatosos cerebral y cerebelar aumentan durante este período de tiempo. Sus hallazgos consolidan la definición y por tanto el manejo de la ventriculomegalia.<sup>22</sup>
- Utilizando un método de segmentación basado en características espaciales de homogeneidad para clasificar los píxeles en una determinada región, **Jardim** creó un método automático para segmentar los contornos en fémur y cráneo en imágenes bidimensionales de US. Comparó su método con una segmentación manual realizada por expertos. A pesar de que no muestra la correlación obtenida, expone que su método conduce a mediciones más consistentes que aquellos basados en delineaciones manuales.<sup>23</sup>

## GINECOLOGÍA

- En los tratamientos de infertilidad, el tamaño de los folículos son utilizados como un indicador de madurez de los oocitos, y por tanto, evaluar el momento óptimo para su aspiración para la fertilización in vitro. Actualmente, el tamaño se evalúa a través de la medida de sus diámetros utilizando ultrasonido 2D. El resultado obtenido se interpreta como el tamaño folicular, con fines clínicos. **Gooding** y colaboradores desarrollaron un método de segmentación automático de los folículos ováricos cuyos resultados fueron alentadores aunque con serias limitaciones para su aplicación clínica. A pesar de que la reconstrucción tridimensional de cada folículo ovárico fue en apariencia adecuada, no logró establecer concordancia con los volúmenes reales de líquido folicular aspirados en cada folículo ovárico. Fue difícil en primer lugar, establecer que el folículo ovárico aspirado era el mismo que el asignado por ultrasonido. En segundo lugar, el método de segmentación automático requirió en su proceso de la definición de un límite interno dentro del folículo, lo cual subestimaría el volumen real de cada folículo. En conclusión, aunque el método fue físicamente útil, su aplicación clínica es muy limitada dada la falta de concordancia con la realidad.<sup>24</sup>

## NEONATOLOGÍA

- **Vansteenkiste** y colaboradores utilizaron un método de segmentación automático basado en un sistema clasificador de texturas para segmentar la sustancia blanca dañada en recién nacidos con leucomalacia periventricular. Este método automático se comparó con el estándar de oro, logrado por la segmentación manual llevada a cabo por 12 expertos en el área. Los autores lograron segmentar la materia blanca dañada detectando la leucomalacia periventricular con una sensibilidad cercana al 98%.<sup>16,25</sup>

## SOBRE EL DESARROLLO DEL MODELO DE SEGMENTACIÓN SEMIAUTOMÁTICA

El presente trabajo marca el inicio de una línea de investigación enfocada al desarrollo de un software que permita la segmentación semiautomática de estructuras fetales obtenidas por US 3D. Para la construcción del modelo se eligió el cerebelo fetal por ser una estructura fetal de contornos regulares, misma que ha sido objeto de trabajos previos que han demostrado la reproducibilidad de su segmentación manual, como más adelante se anota.

El desarrollo de dicho software se planteó a través de las siguientes etapas:

1. Elaboración de una curva de aprendizaje para la adquisición de volúmenes de cerebelo fetal (objetivo general de esta presente tesis).
2. Elaboración de una curva de aprendizaje para la segmentación manual del cerebelo.
3. Alimentación de una base de datos con segmentaciones manuales de cerebelos fetales. El modelo de segmentación propuesto requiere para su construcción de la generación de una serie de datos que permitan conformar un modelo activo de forma (modelo de formable) del cerebelo fetal.
4. Construcción del modelo de segmentación semiautomática de cerebelo fetal, utilizando para ello la base de datos generada en la etapa previa.

En la búsqueda de una solución a la falta de un modelo de segmentación semiautomática o automática en el área de la ultrasonografía obstétrica, se logró establecer un vínculo con el Dr. Fernando Arámbula Cosío, perteneciente a la división de Imágenes y Visualización del Departamento de Tecnociencias del Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET) de la

Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM). La colaboración interinstitucional permitió planear la elaboración de un nuevo modelo de segmentación semiautomática basado en un modelo de formable de contornos, nunca antes publicado en la literatura internacional.

Los antecedentes que sirven como plataforma para la elaboración de este modelo tienen su origen en los trabajos previos del Dr. Fernando Arámbula y su equipo de colaboradores. En 1999, Arámbula publicó el desarrollo de un nuevo método para la anotación automática del contorno de la próstata en imágenes de ultrasonido transuretral. El método que presentó estaba basado en las siguientes técnicas: clasificación de píxeles utilizando funciones discriminantes de Bayes, modelos de distribución de puntos y algoritmos genéticos (*un **algoritmo genético** es una técnica de búsqueda basada en la teoría de la evolución de Darwin, algoritmos matemáticos de optimización de propósito general basados en mecanismos naturales de selección y genética, proporcionando excelentes soluciones en problemas complejos con gran número de parámetros*). Los resultados fueron alentadores. Se desarrolló entonces un nuevo método para la anotación automática del contorno de la próstata en imágenes de ultrasonido. Mediante la clasificación de píxeles, como próstata o fondo, se produjo un contorno aproximado de la glándula. Posteriormente se refinó la aproximación inicial sobre la imagen de nivel de gris. El método presentado fue capaz de encontrar buenas aproximaciones del contorno de la próstata en imágenes de ultrasonido de calidad promedio, de manera robusta.<sup>26</sup>

Este trabajo que comenzó hace poco más de 10 años rindió sus frutos a inicios de este año 2010 con el anuncio oficial de un sistema de simulación por computadora que visualiza tamaño, textura y características de la próstata, vejiga y uretra, mismo que asistirá a médicos residentes de urología para su entrenamiento en cirugías de próstata. Los siguientes son fragmentos tomados de la Gaceta oficial de la UNAM, en palabras propias del Dr. Arámbula “... en una cirugía convencional donde se abre al paciente, el glándula puede ver y manipular los órganos y tejidos reales en tercera dimensión, pero con una técnica menos invasiva y más utilizada para tratar la próstata recida, llamada resección transuretral de próstata, no es posible verla en tercera dimensión, sino mediante un endoscopio, al que hay que habituarse antes de realizar los cortes de tejido...”, “... desarrollamos un algoritmo que permite simular en tiempo real las resecciones y deformaciones del tejido producidas durante una RTUP, consistente en remover pedacitos del tejido virtual y deformar localmente el restante alrededor de la zona resecada. El efecto después de varias resecciones es el suave aunque progresivo colapso de la próstata...”.<sup>27</sup>

Se hace mención al trabajo anterior como ejemplo de la utilidad que un modelo de segmentación automática o semiautomático puede tener. Por desgracia la investigación en el campo de la obstetricia, en especial, en el análisis de volúmenes de estructuras fetales, aun no se ha desarrollado nada al respecto.

La experiencia del Dr. Arámbula en esta área del análisis digital de imágenes sirvió entonces para contestar la interrogante acerca de la viabilidad de la creación de un modelo de segmentación semiautomática utilizando volúmenes adquiridos por US 3D. Al respecto se consideraron varias limitantes tecnológicas. General Electric, empresa líder en desarrollo tecnológico de equipos de ultrasonografía se ha convertido en una de las marcas que ofrecen equipos con software cuyas aplicaciones son excelentes. Una de las aplicaciones permite analizar de manera *offline* (manipulación en una PC de la información obtenida por US 3D) los volúmenes obtenidos previamente, mismos que son susceptibles de ser evaluados mediante técnicas como son el VOCAL (para una segmentación manual), el análisis multiplanar, el modo TUI (Tomographic Ultrasound Imaging), entre otros. Los volúmenes adquiridos por el equipo son almacenados en un formato único cuya extensión es \*.vol. Sin embargo la lectura de estos archivos sólo es posible con el software diseñado por General Electric (4D View). Lo anterior es de suma importancia, dado que aun cuando se dispone de software que permite una segmentación automática (como aquellos diseñados para imágenes obtenidas por TAC o RMN), estos son incapaces de leer el volumen original Voluson (archivo con extensión \*.vol). Esta limitante tecnológica fue analizada por el equipo del Dr. Arámbula y fue resuelta de la siguiente manera. Al momento de adquirir un volumen en un equipo Voluson (General Electric), uno puede escoger guardar el archivo en el formato habitual o bien, en un formato artesiano. Guardar el volumen bajo este último tipo de formato permitió su lectura y conversión a *raw data* (datos en bruto, cuyo término significa que *la información obtenida de la fuente no ha sido sometida a ningún procesamiento u otra manipulación*). La transformación del volumen artesiano a *raw data* fue lograda gracias a un software gratuito (freeware software) llamado **UsimagTool**, herramienta que permite cambiar parámetros para filtrar y visualizar imágenes médicas ultrasonográficas en general modificando su información y agregando algoritmos matemáticos que permitan su análisis independiente.<sup>28</sup> Fue así como el volumen en *raw data* fue analizado entonces con un software comercial conocido como **Matlab**, donde se integró un algoritmo matemático basado en un modelo deformable de contornos (cuya elaboración tuvo como sustento el algoritmo diseñado varios años antes para la segmentación automática de la próstata por el Dr. Arámbula, y que ha sido explicado previamente en párrafos previos).

Existen varias razones por las que se escogió el cerebelo fetal como estructura inicial para construir un modelo deformable de estructuras fetales. La principal es porque se trata de una estructura real (es decir, el modelo se aplica en estructuras reales no en modelos fantasma -*estructuras artificiales que se pueden construir para validar un modelo de segmentación*-) cuya forma es relativamente **regular**. Como se mencionó anteriormente, ya existen varios trabajos que han probado la reproducibilidad de la segmentación manual (se insiste, *nunca semiautomática*) del cerebelo fetal.

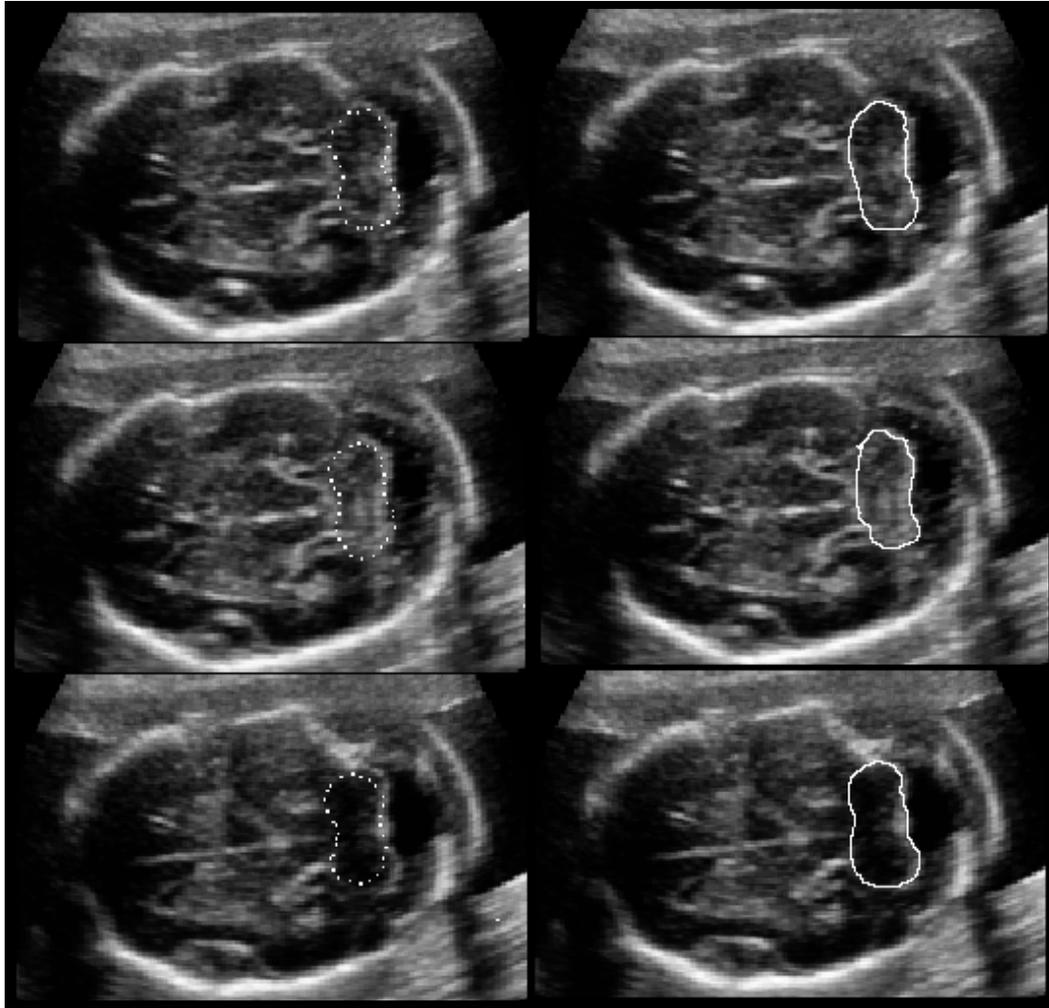
- En el año 2000, en Taiwan, **Chang** elabora y publica dos trabajos originales. El primero de ellos evalúa la utilidad del ultrasonido 3D en la medición de los diámetros transverso y anteroposterior del cerebelo, comparándolo con el ultrasonido 2D. Obtiene buenas concordancias intra e interobservador utilizando el ultrasonido 3D (coeficientes de correlación intraclase de 0.999 y 0.987 respectivamente). Elabora tablas de valores de referencias para cada uno de los diámetros cerebelares (transverso y anteroposterior) de acuerdo a la edad gestacional, de las 20 a las 40 semanas de gestación.<sup>29</sup>
- Habiendo comprobado la eficacia del ultrasonido 3D en la medición de los diámetros cerebelares, el segundo trabajo de **Chang** consiste en probar la eficacia del ultrasonido 3D ahora en la medición del volumen cerebelar. Obtiene un coeficiente de variación de 2.7% y 3% para cada uno de los dos observadores. Al igual que en el trabajo anterior, el ahora una tabla con valores de referencia para el volumen del cerebelo de acuerdo a la edad gestacional, entre las 20 y 40 semanas de gestación (según método de Altman y Chitty).<sup>30</sup>
- Para el año 2003, **Chang** vuelve a publicar un trabajo, pero ahora sobre el volumen cerebral total. Elabora una tabla con valores de referencia para el volumen cerebral de acuerdo a la edad gestacional (entre las 20 y 40 semanas de gestación). Dado que sólo se trató de un solo observador, la concordancia intraobservador obtenida fue de 0.99.<sup>31</sup>
- **Viñals** en Chile en el año 2005 realiza un trabajo donde evalúa el vermis cerebelar, explicando su apariencia normal y estudiando su biometría a través del Volumen de Contraste de Imagen obtenido en un plano coronal. Evaluó fetos entre 18 y 33 semanas de embarazo, comparando los diámetros anteroposterior y cefalocaudal del vermis obtenidos mediante esta técnica y el multiplanar. Los CCI fueron de 0.96 y 0.95 para los diámetros cefalocaudal y anteroposterior respectivamente.<sup>32</sup>
- En el año 2007, **Araujo Júnior** en Brasil determinó el volumen cerebelar de 52 fetos entre las 20 y 32 semanas y lo correlacionó con la edad gestacional y otras biometrías fetales. El resultado fue una *r* de 0.94 con la

edad gestacional además de una gran correlación con otros parámetros de crecimiento ( DBP, C C, LF y P FE) con una  $p < 0.001$ . Para obtener el volumen utilizó el VOCAL.<sup>33</sup>

- En Holanda, el año pasado (2009) **Rutten** y su equipo publicaron un trabajo sobre volúmenes cerebelares donde entre otros objetivos, se encontraba el comparar dos métodos de segmentación para la evaluación del volumen del cerebelo fetal. Utilizaron dos métodos manuales, el método multiplanar y el método VOCAL para verificar el volumen del cerebelo. Evaluaron concordancias intra e interobservador para cada método obteniendo coeficientes de correlación intraclase mayores a 0.97 para cada una de las concordancias.<sup>34</sup>

Es por tanto que se decidió utilizar el cerebelo como primer estructura a segmentar. Una vez validado el modelo, éste será susceptible de modificaciones para lograr segmentar alguna otra estructura fetal de manera semiautomática, conociendo la reproducibilidad y concordancias del método.

El avance actual en el desarrollo del modelo es significativo. La participación conjunta y continua del Departamento de Medicina Materno Fetal (INPer) y el CCADET (UNAM) ha permitido que el proyecto sea factible. La **Figura 6** representa algunos resultados preliminares que ha arrojado este modelo. En los cortes de la izquierda se presenta una segmentación manual realizada por el operador. La columna de la izquierda representa el cerebelo segmentado de manera semi-automática por el modelo deformable de contornos.



**Figura 6.** A la izquierda se muestra una segmentación manual. A la derecha la segmentación semiautomática lograda con el método propuesto.

### **¿Por qué modelo de segmentación *semiautomática* y no *automática*?**

Como ya se expuso antes, una segmentación automática es aquella que realiza el proceso sin ninguna intervención por parte del operador. Considerando esta definición, sólo basta imaginar la gran intervención del operador en segmentaciones realizadas a través del método multiplanar o VOCAL donde se tiene que delinear la estructura a segmentar en varias imágenes bidimensionales del volumen, a fin de obtener el resultado deseado.

En este sentido, el desarrollo del modelo de segmentación con fines de ser automático (totalmente independiente del operador) ha encontrado algunas dificultades. La principal es que al introducir el volumen a segmentar al software diseñado para ello, se han registrado errores en la localización del cerebelo. Para resolver este conflicto, será necesario señalar mediante la colocación de uno (o

varios puntos) la ubicación del cerebelo (*este paso forma parte obligada de la programación de un modelo deformable, como ya revisó*). Esta maniobra en definitivo resta el adjetivo de “automático” al modelo, por lo que pasaría al grupo de modelos “semiautomáticos” donde en este caso la intervención del operador será mínima e independiente de un proceso de adquisición de experiencia en segmentación (reconocer y delinear una estructura de manera correcta en sus diferentes planos, en este caso el cerebelo fetal, requiere experiencia previa). Finalmente, no se requerirá de gran experiencia para poder ubicar el centro del cerebelo. Estos y otros detalles técnicos inherentes al proceso de desarrollo del modelo han sido dados a conocer por el equipo del Dr. A rámbula, en voz de Benjamín Gutiérrez Becker, alumno del posgrado en Ingeniería Eléctrica y encargado del desarrollo del modelo.

## CAPITULO 3. JUSTIFICACIÓN

En la actualidad la medicina exige cada vez más y mejores métodos diagnósticos que permitan optimizar la atención médica. Diversos métodos de segmentación de imágenes en ultrasonido han sido propuestos. El más aceptado, el método VOCAL, ha sido considerado por muchos como el estándar de oro. Sin embargo tiene algunas limitantes: tiende a sobreestimar los verdaderos volúmenes, tiene dificultades para identificar los bordes de algunas estructuras mientras el volumen está siendo rotado además que el tiempo necesario para lograr las mediciones es prolongado, comparado inclusive con otros métodos manuales.<sup>14</sup> Una limitante más es que la mayoría de los trabajos realizados han sido en imágenes bidimensionales y aquellos que se realizaron en imágenes tridimensionales para el cálculo de volumen, no fueron validados.

Por lo anterior se ha intentado construir métodos de segmentación automáticos, la mayoría en imágenes bidimensionales. Sin embargo en algunos casos el análisis de las imágenes se torna complicado por el fuerte ruido de moteado regresando a una segmentación realizada con algoritmos manuales que consumen gran cantidad de tiempo y que continúa siendo, en el mejor de los casos, métodos semiautomáticos de estructuras regulares anecóicas (como el método de inversión).<sup>35</sup>

El Instituto Nacional de Perinatología Isidro Espinoza de los Reyes cuenta con los recursos materiales necesarios así como con el equipo de médicos que permitirían validar un modelo de segmentación semiautomática. Los estrechos vínculos con el Centro de ciencias aplicadas y desarrollo tecnológico (CCADET) de la Universidad Nacional Autónoma de México permiten una colaboración directa con los grupos de trabajo en Ingeniería Computacional para el desarrollo del software necesario, por lo que es posible la construcción de dicho modelo.

Esta línea de investigación precisa iniciar con la elaboración de una curva de aprendizaje para la adquisición de volúmenes de cerebelo fetal que permita que médicos con experiencia de por lo menos un año en ultrasonografía (alumnos del segundo año del curso de especialización en Medicina Materno Fetal) puedan obtener la experiencia suficiente para adquirir volúmenes de cerebelo fetal de calidad óptima que permitan continuar con la elaboración del modelo de segmentación semiautomático.

## CAPITULO 4. MATERIAL Y METODOS

### OBJETIVO

Determinar el número de intentos necesarios para obtener la competencia para la adquisición de volúmenes de cerebelo fetal por ultrasonido tridimensional mediante la aplicación de la técnica de la suma acumulativa (CUSUM), como parte de una línea de investigación sobre el desarrollo de un modelo de segmentación semiautomático de estructuras fetales.

### UNIVERSO DE ESTUDIO

Pacientes embarazadas cuyo embarazo se encuentre entre las 18 y 34 SDG, por fecha de última regla segura y confiable o bien por evaluación ultrasonográfica del primer trimestre, que acudan a control prenatal al INPer.

### POBLACIÓN ACCESIBLE

Pacientes embarazadas cuyo embarazo se encuentre entre las 18 y 34 SDG, por fecha de última regla segura y confiable o bien por evaluación ultrasonográfica del primer trimestre, en control prenatal en el INPer y que acudan al servicio de Medicina Materno Fetal a realización de ultrasonido de Nivel II.

### CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Pacientes embarazadas con feto único mayor, entre las 18 y 34 semanas de gestación (por fecha de última regla segura y confiable o bien por evaluación ultrasonográfica del primer trimestre), que no cursen con defectos estructurales o RCI U (*se determinó iniciar la estandarización a partir de esta semana gestacional debido a que la evaluación estructural es mejor, así como la adquisición de volúmenes de cerebelo y su análisis offline, considerando además lo ya publicado previamente sobre segmentación de volúmenes de cerebelo fetal*).
- Pacientes que acepten participar en el estudio firmando hoja de consentimiento informado (**Anexo 1**).

### CRITERIOS DE NO INCLUSION

- Pacientes que no acepten firmar la hoja de consentimiento.

## CRITERIOS DE EXCLUSION

- Pacientes a quienes se les realice diagnóstico de defecto estructural en el análisis offline al momento de la evaluación.

## TAMAÑO DE LA MUESTRA

No existe un tamaño de muestra para la construcción de la curva de aprendizaje, ya que se utilizará la técnica CUSUM, misma que de terminará el número necesario de procedimientos para considerar que se ha adquirido suficiente experiencia y aprendizaje para la adquisición de volúmenes de cerebelo.

## VARIABLE EN ESTUDIO

- Adquisición de volúmenes de cerebelo fetal.
  - **Definición conceptual.** Proceso técnico mediante el cual se adquiere un volumen de cerebelo fetal utilizando ultrasonografía tridimensional.
  - **Definición operacional.** Calidad del volumen de cerebelo fetal adquirido con el trasonido tridimensional de acuerdo a los estándares propuestos.
  - **Tipo de variable.** Cualitativa dicotómica.
  - **Unidad de medición:** Óptima, no óptima.

## TECNICA DE ADQUISICION DE VOLUMEN DE CEREBELO

Se enumeran los pasos necesarios para lograr la adquisición de volúmenes del cerebelo fetal. Se utilizará un equipo Voluson 730 Expert (GE Medical Systems, Kretztechnik, Zipf, Austria) equipado con un transductor volumétrico motorizado de 4 - 8MHz.

1. Seleccionar el transductor volumétrico.
2. Colocar a la paciente en decúbito dorsal. En caso de hipotensión supina, colocarla en posición semi-lateral.
3. Seleccionar en la pantalla del equipo de ultrasonido la configuración *2-3 trimestre* (menú inicial).
4. Realizar el estudio con el feto en reposo.
5. Determinar la situación fetal.
6. Localizar el polo cefálico (**Figura 7**).
7. Ajustar hasta la profundidad óptima (**Figura 8**).
8. Seleccionar la herramienta *Zoom* de ventana y colocarla sobre la totalidad del cráneo fetal.

9. Graduar el nivel de zoom manualmente hasta que la imagen del cráneo logre una ocupación de al menos el 80% de la pantalla (**Figura 9**).
10. Obtener un corte axial modificado del cráneo (**Anexo 2**) para visualizar la fosa posterior (**Figura 10**).
11. Realizar cuando sea necesario una angulación de  $10^{\circ}$  -  $20^{\circ}$  aproximadamente logrando que la fosa posterior del cráneo sea proximal al transductor (**Figuras 11 y 12**).
12. Ajustar la calidad de la imagen deseada:
  - a. Ajustar escala de grises.
  - b. Ajustar altura del foco (se utilizará un solo foco).
  - c. Ajustar la frecuencia de armónicos.
  - d. Ajustar el grado de SRI (*Speckle Reduction Imaging*).
13. Seleccionar la herramienta US 3D/4D, con la siguiente configuración:
  - a. Modo de adquisición: *3D estático*.
  - b. Modo de visualización: *Reconstrucción*.
14. Ajustar la caja de volumen al cráneo.
15. Ajustar el ángulo de barrido en  $85^{\circ}$ .
16. Ajustar la calidad máxima para la adquisición del volumen.
17. Realizar la adquisición del volumen (**Figura 13**).
18. Guardar en el disco duro del equipo las imágenes y volúmenes necesarios para su evaluación.



Figura 7



Figura 8



Figura 9



Figura 10

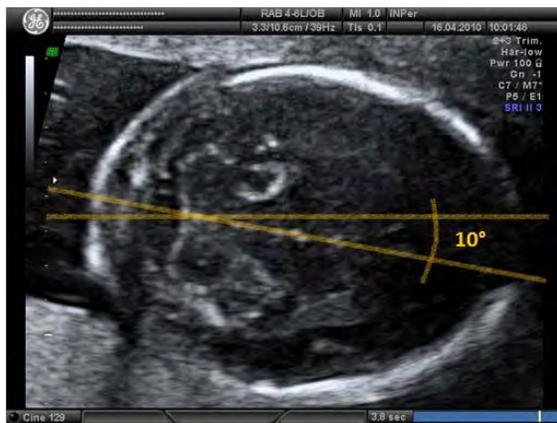


Figura 11



Figura 12



Figura 13

## DESCRIPCIÓN DEL ESTUDIO

El estudio se realizará dentro de las instalaciones de la Unidad de Investigación en Medicina Fetal (UNIMEF). Dos médicos Gineco Obstetras (alumnos del segundo año del curso de especialización en Medicina Materno Fetal con al menos 1 año de experiencia en ultrasonografía) participarán en la adquisición de volúmenes de

cerebelo fetal. A las pacientes que hayan cumplido los criterios de selección y firmado la hoja de consentimiento informado se les realizará una evaluación ultrasonográfica fetal para adquisición del volumen del cerebelo fetal. Una vez adquirido el volumen deseado, este será almacenado en el disco duro del equipo de ultrasonido. Posteriormente un Médico Materno Fetal experto (JABS) evaluará la calidad del volumen adquirido considerándolo como adecuado o inadecuado si cumple o no todos y cada uno de los siguientes requisitos:

1. Corte axial modificado del cráneo fetal, visualizando las estructuras siguientes.
2. Visualización del cavum del septum pellucidum.
3. Visualización de los tálamos.
4. Visualización de los pedúnculos cerebrales.
5. Visualización del cerebelo.
6. Visualización de la cisterna magna.
7. Ajuste adecuado del zoom a fin de que el cráneo fetal ocupe al menos el 80% de la pantalla.
8. Angulación del corte axial de  $10^\circ$  aproximadamente (cuando sea necesario) a fin de que la fosa posterior sea proximal al transductor (*para evitar que el proceso petroso del hueso temporal proyecte sombra acústica impidiendo la adecuada visualización del contorno cerebelar*).
9. Ajuste adecuado de la escala de grises.
10. Ajuste adecuado de la altura del foco.
11. Ajuste adecuado de la frecuencia de armónicos.
12. Ajuste adecuado del nivel del SRI.
13. Visualización de por lo menos 75% de la superficie del cerebelo.
14. Ajuste adecuado de la caja de volumen en relación al cráneo fetal.
15. Ajuste adecuado del ángulo de barrido ( $85^\circ$ ).
16. Ajuste adecuado de la calidad de adquisición del volumen (determinado en máxima).
17. Visualización adecuada de los tres planos tridimensionales para la evaluación del volumen cerebelar.

La calidad del volumen será anotada como adecuada o inadecuada en la hoja de captura, junto con los principales datos de la paciente y el estudio (**Anexo 3**). El aprendizaje será evaluado mediante análisis de gráficos CUSUM los cuales se construirán a medida que avancen las mediciones.

## ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

La curva de aprendizaje será evaluada mediante la técnica de gráficos CUSUM. Esta es una técnica estadística donde se realiza un análisis secuencial de datos cuyo uso original fue planteado a mediados del siglo pasado en la industria como un método de control de calidad.<sup>36</sup> Este método está diseñado para detectar el momento cuando un proceso cambia de un control adecuado a uno inadecuado.<sup>37,38</sup>

Es en 1995 cuando Kestin utiliza por primera vez la técnica de gráficos CUSUM para evaluar el entrenamiento en procedimientos de rutina en residentes de anestesiología.<sup>36</sup> Actualmente se ha establecido como una técnica de gran utilidad en la evaluación del control de calidad en distintas áreas y procesos en el campo de la medicina. Existen y a publicado una serie de trabajos en el área de la obstetricia donde se han elaborado curvas de aprendizaje basadas en este método.<sup>39,40,41,42</sup> La curva de aprendizaje es representada en un gráfico que muestra los resultados de un proceso consecutivo que permite evaluar la competencia de un número de examinadores en un período determinado de tiempo, considerando la probabilidad de ocurrencia de los errores sistemático y aleatorio.<sup>43</sup>

En la gráfica se representa la calidad del proceso considerada como *fuera o dentro de control*.<sup>44</sup> En el eje de la Y se establecen los valores CUSUM mientras que en el eje de la X se establece la sucesión de los procedimientos realizados. Los límites en la gráfica son dados por líneas horizontales, mismas que representan la hipótesis nula ( $h_0$ ) como límite superior y la hipótesis alternativa ( $h_1$ ) como límite inferior. Cuando se alcanza el límite superior se considera que el proceso está fuera de control mientras que si alcanza el límite inferior se determina que el proceso se encuentra en control.

El principio fundamental de la técnica CUSUM es que a cada procedimiento se le asigna un puntaje (valor CUSUM o "s") del cual dependen tanto el tamaño como la polaridad (positivo o negativo) considerando el estándar calculado y el resultado real (respectivamente). Cada nuevo resultado obtenido se suma a la puntuación acumulada y se representa gráficamente. Como resultado, un incremento de la gráfica representará los errores mostrando que el proceso está fuera de control, mientras que un decremento mostrará los éxitos significando que se ha logrado la competencia deseada. Cuando el gráfico CUSUM oscila y se mantiene entre las líneas límite, no se puede sacar ninguna inferencia, lo que indica que se requieren más observaciones (procedimientos).<sup>41</sup>

Las pruebas secuenciales de este tipo tienen algunas ventajas cuando se comparan con los métodos tradicionales de análisis de resultados. La independencia del tamaño muestral, una mayor potencia para detectar cambios transitorios e inestabilidades, la continuidad del análisis en el tiempo y la posibilidad de realizar una evaluación rápida de los datos, son algunas de las ventajas que aporta este sistema de análisis de datos.<sup>45</sup>

La función que define la curva de CUSUM en el gráfico se calcula a partir de las constantes: porcentaje de fallo aceptable ( $p_0$ ) e inaceptable ( $p_1$ ), probabilidad de error Tipo I y II ( $\alpha$  y  $\beta$ ) a partir de los cuales se calcula el valor de "s" (valor CUSUM) y los límites de decisión para la hipótesis nula y alternativa ( $h_0$  y  $h_1$ ) que se mantienen constantes para cualquier valor de la muestra.<sup>43,45</sup> Para poder establecer  $h_0$  y  $h_1$  como los límites de la gráfica, se tienen entonces que definir los niveles de desempeño (porcentajes de fallo aceptable e inaceptable), así como  $\alpha$  y  $\beta$ . Los porcentajes de fallo se establecen de acuerdo a las características del procedimiento a evaluar y están sujetos de manera algo arbitraria al clínico que lleva a cabo el estudio.<sup>37</sup> La mayoría de los autores proponen porcentajes menores a 5% cuando el procedimiento a evaluar es invasivo. En el caso de procedimientos no invasivos como los estudios ultrasonográficos, los porcentajes varían entre 10 y 20%.<sup>42</sup> En cuanto a  $\alpha$  y  $\beta$ , diferentes autores coinciden en asignarles un mismo valor con el fin de que los límites tanto superior como inferior posean el mismo tamaño, significando por tanto que  $h_0$  y  $h_1$  serán iguales, siendo así que las líneas horizontales serán múltiplos de  $h_0$  o  $h_1$ .<sup>36,43</sup> Teniendo y establecidos estos datos se procede al cálculo de "s" así como de los espacios entre las líneas de los límites aceptable e inaceptable, de acuerdo a fórmulas previamente establecidas.<sup>36</sup>

En la **Tabla 1** se muestran las fórmulas y los valores estimados utilizados para la elaboración de la gráfica CUSUM.

**Tabla 1. Valores y fórmulas usadas para la estimación de la gráfica CUSUM.**

Valores y fórmulas necesarias	Sustitución de valores	Resultado	Resultado redondeado
$p_0$ = porcentaje de fallo aceptable	$p_0 = 10\%$ (0.1)		
$p_1$ = porcentaje de fallo inaceptable	$p_1 = 25\%$ (0.25)		
$\alpha$ = probabilidad de error tipo 1	$\alpha = 0.1$		
$\beta$ = probabilidad de error tipo 2	$\beta = 0.1$		
$a = \ln \{(1 - \beta)/\alpha\}$	$a = \ln \{(1 - 0.1)/0.1\}$	$a = 2.197$	<b>a = 2.2</b>
$b = \ln \{(1 - \alpha)/\beta\}$	$b = \ln \{(1 - 0.1)/0.1\}$	$b = 2.197$	<b>b = 2.2</b>
$P = \ln (p_1/p_0)$	$P = \ln (0.25/0.1)$	$P = 0.916$	<b>P = 0.92</b>
$Q = \ln \{(1-p_0)/(1-p_1)\}$	$Q = \ln \{(1-0.1)/(1-0.25)\}$	$Q = 0.1823$	<b>Q = 0.18</b>
$s = Q/(P+Q)$	$s = 0.18/(0.92+0.18)$	$s = 0.1636$	<b>s = 0.16</b>
$h_0 = b/(P+Q)$	$h_0 = 2.2/(0.92+0.18)$	<b><math>h_0 = 2</math></b>	
$h_1 = a/(P+Q)$	$h_1 = 2.2/(0.92+0.18)$	<b><math>h_1 = 2</math></b>	

ln = logaritmo natural (log) de la función denotada.

s = decremento con cada éxito en un gráfico de CUSUM, mientras que el incremento con cada fracaso es 1-s.

$h_0$  = Espacio entre las líneas de límite inaceptable en un gráfico CUSUM.

$h_1$  = Define el espacio entre las líneas de límite aceptable en un gráfico CUSUM. Nótese que cuando  $\alpha = \beta$ ,  $h_0 = h_1$ , por lo que el espacio entre los dos conjuntos de líneas es el mismo.

Al iniciar la curva de aprendizaje sobre la gráfica CUSUM diseñada se parte de cero. De acuerdo con los datos previamente mostrados, un procedimiento exitoso (adquisición adecuada de un volumen de cerebelo fetal) mostrará un decremento de 0.18, mientras que un procedimiento fallido mostrará un incremento de 0.82. Dado que para cada fallo el valor de 1-s se suma al valor previo, éste aumentará con los sucesivos fallos, indicando el ascenso de la curva una tendencia al fracaso, mientras que el descenso obtenido con los éxitos indica una mejoría progresiva en el desempeño del operador.<sup>44</sup> La competencia se logrará cuando la tendencia gráfica tenga un decremento por debajo de dos líneas adyacentes calculadas como límites de la prueba. Por el contrario, la competencia se perderá cuando la tendencia gráfica ascienda nuevamente y cruce dos líneas adyacentes calculadas como límites de la prueba.<sup>46</sup>

La curva de aprendizaje CUSUM puede ser actualizada después de cada procedimiento o, por razones prácticas, después de que el operador ha realizado 5, 10 o 20 procedimientos (por ejemplo).<sup>37</sup>

En este trabajo se realizarán gráficas CUSUM individuales para cada médico así como una gráfica que promedie la experiencia de los dos operadores, teniendo así el promedio necesario de intentos para considerar que se ha logrado la competencia suficiente para la adquisición de volúmenes cerebelares. Se utilizará el software comercial Microsoft Excel 2007 para la construcción de los gráficos.

## CAPITULO 5. RESULTADOS

Se realizaron un total de 68 adquisiciones de volúmenes de cerebello fetal en 34 pacientes. Los datos demográficos de las pacientes se muestran en la **Tabla 2**.

**Tabla 2. Datos demográficos.**

Característica	Media ( $\pm 1DS$ )
Edad (años)	26.5 ( $\pm 7.7$ )
Gestas	2.5 ( $\pm 1.6$ )
SDG x FUM	21s 3d ( $\pm 4s 6d$ )
SDG x US	22s 5d ( $\pm 5s 2d$ )
PFE (gramos)	1078 ( $\pm 675.6$ )

De las 68 adquisiciones realizadas entre ambos operadores, el número de intentos fallidos fue de 13, lo que representó un 19.1% del total. Para el operador no. 1 (JJBR) los intentos fallidos fueron 7/34 (20.5%) mientras que para el operador no. 2 (MARH) fueron 6/34 (17.6%).

De acuerdo al análisis planteado de la gráfica CUSUM, el operador no. 1 requirió 31 intentos para considerarse *en control* (**Figura 14**), mientras que el operador no. 2 necesitó 25 intentos para estar *en control* (**Figura 15**). El promedio de intentos necesario para considerar que se obtuvo la experiencia suficiente para la adquisición de volúmenes cerebelares fue de 31 (**Figura 16**).

El comportamiento de las curvas para cada operador y para la media se pueden observar en las **Figuras 14 a 16**.

Figura 14. Curva de aprendizaje para la adquisición de volúmenes de cerebelo fetal

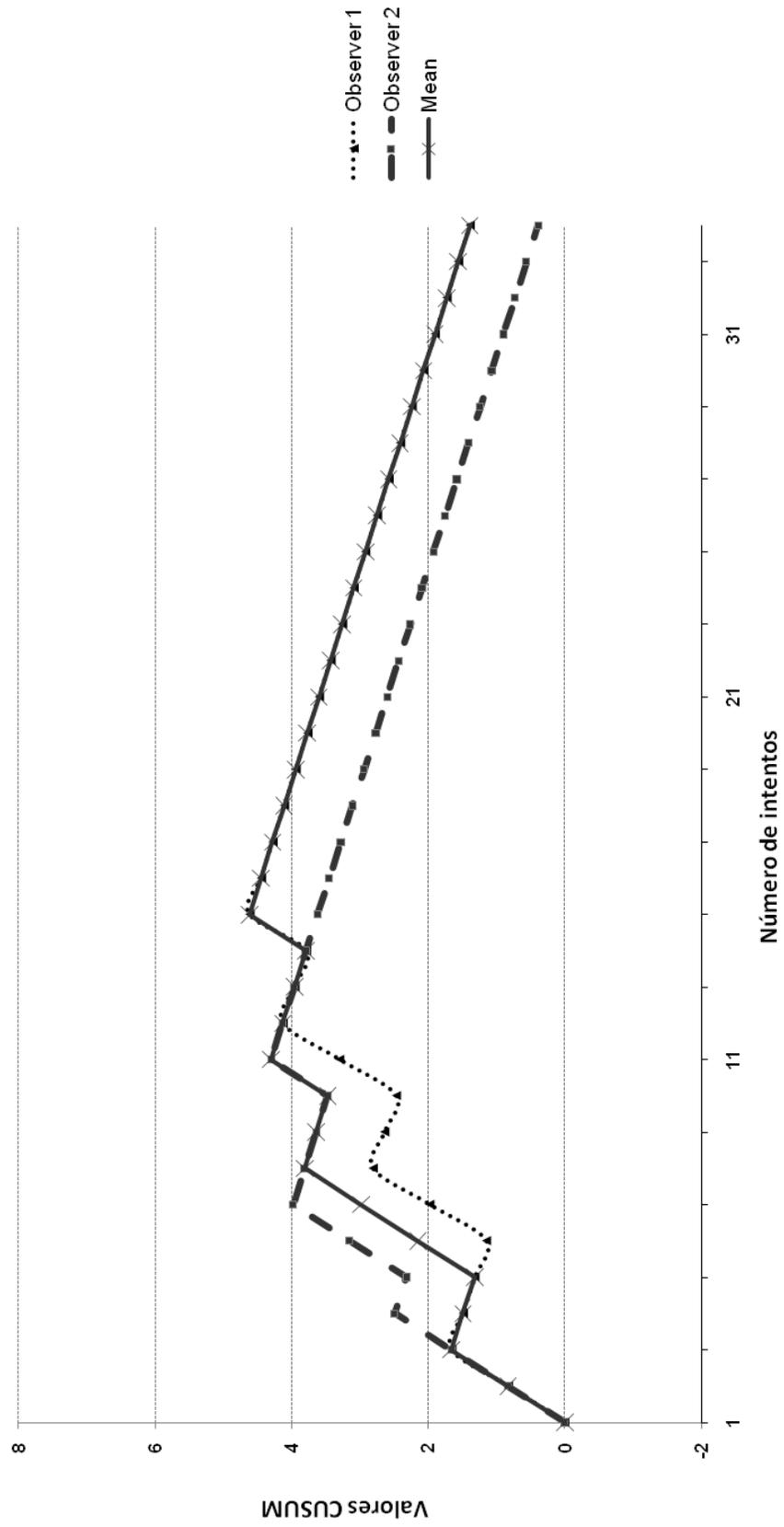


Figura 15. Curva de aprendizaje del operador no. 1

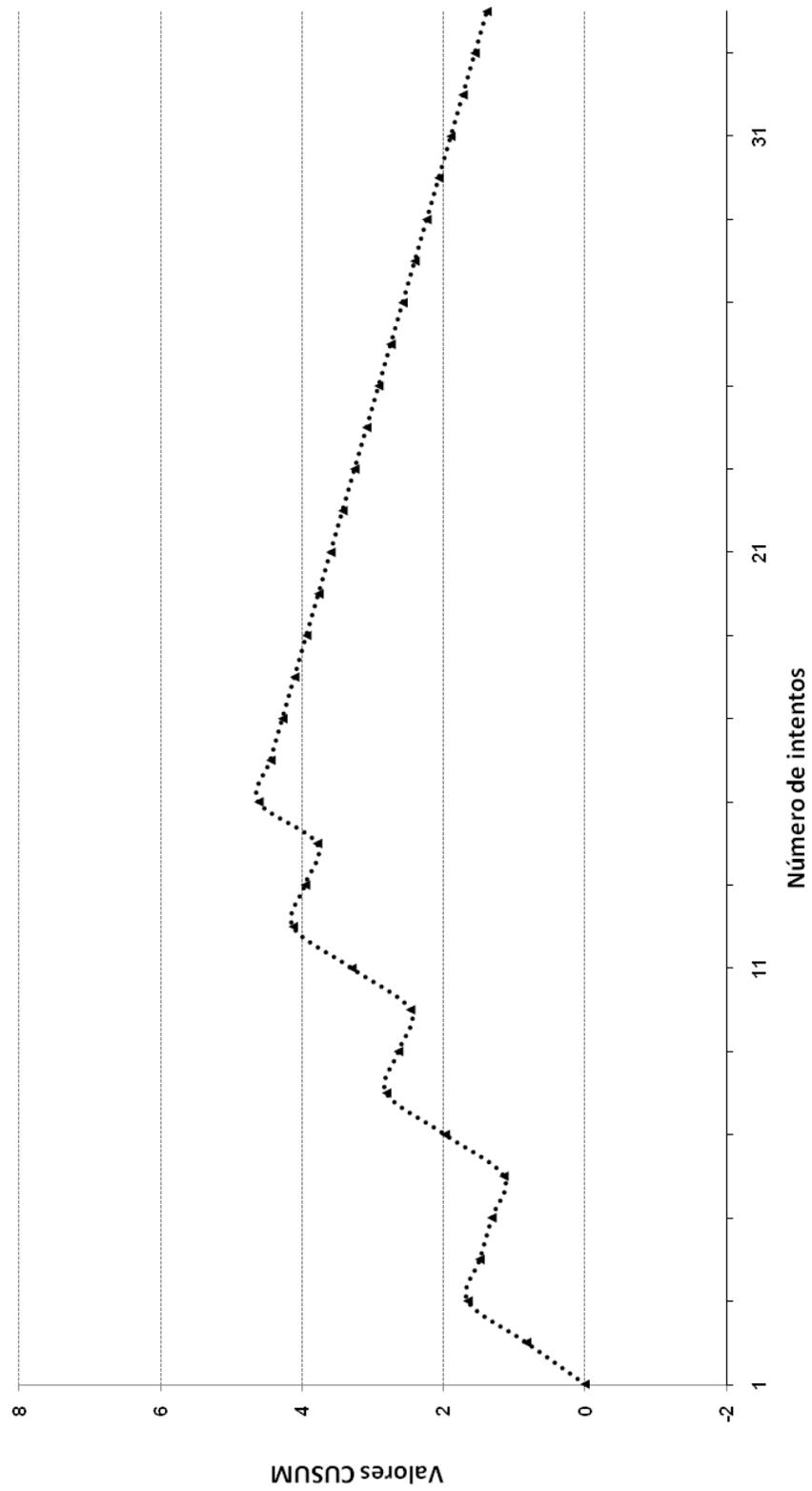
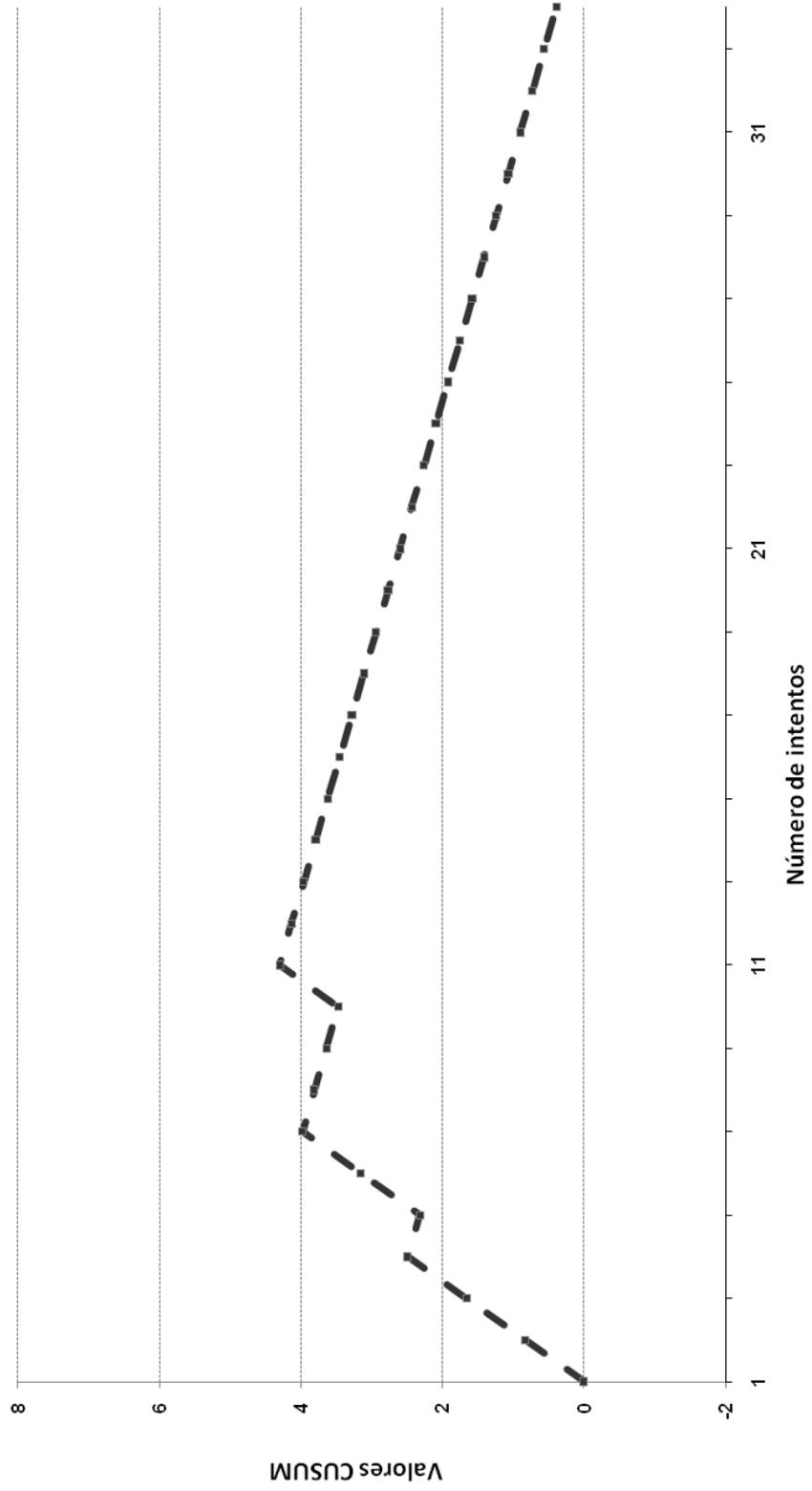


Figura 16. Curva de aprendizaje del operador no. 2



## CAPITULO 6. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos mostraron que los gráficos CUSUM proporcionan una representación confiable de la curva de aprendizaje para la adquisición de volúmenes cerebelares. Estos gráficos resultaron ser un buen indicador de momento en el que se ha alcanzado el nivel requerido de rendimiento para la adquisición de esta técnica ultrasonográfica.

Para el alumno del curso de Medicina Materno Fetal la gráfica CUSUM representa una auditoría continua de la calidad de su trabajo así como una medición constante de los efectos que pudieran provocar cualquier cambio en la técnica.

Estas características convierten al método en una herramienta poderosa en la construcción de indicadores continuos de calidad en técnicas de ultrasonografía, que permiten evaluar en forma objetiva el cumplimiento de los estándares de calidad en la realización de estudios ultrasonográficos.

La supervisión durante un procedimiento no debe detenerse a menos que se haya mostrado un desempeño adecuado. Este trabajo muestra que una vez que el alumno obtiene un desempeño satisfactorio, puede ser autorizado para realizar la adquisición de volúmenes cerebelares sin supervisión.

Una dificultad común al realizar análisis de entrenamiento a través de gráficos CUSUM es determinar los valores de las tasas de fallo aceptable e inaceptable. Varios autores coinciden en que la tasa de fallo aceptable debería de ser semejante a la de un operador experimentado. Estimar la tasa de fallo inaceptable es más difícil, aunque de manera típica siempre representa de 2 a 5 veces más la tasa de fallo aceptable.

En nuestro trabajo se estimó una tasa a priori de fallo aceptable del 10%. Los resultados mostraron que la tasa de fallo promedio fue de 19.1%, encontrándose por debajo de la tasa de fallo inaceptable establecida a priori (25%). Sin embargo al analizar las gráficas es notorio que los fallos sucedieron al inicio del entrenamiento. Es de esperarse que nuevos operadores en entrenamiento tengan más frecuentemente tasas de fallo inaceptable, pudiendo optar por alguna de las siguientes opciones: ajustar porcentajes de las tasas de fallo aceptable e inaceptable o bien, esperar hasta que el desempeño sea aceptable (si es que el tipo de procedimiento lo permite).

Este trabajo ha demostrado que el método es práctico, fácil de aplicar y fácil de introducir. Existen varias técnicas y mediciones ultrasonográficas en medicina fetal

que son susceptibles de evaluar por este método. Sería posible saber si los alumnos han alcanzado el nivel aceptable de rendimiento predefinidos para algunos casos (biometría fetal, evaluación estructural fetal, medición de la translucencia nuca, etc.). El análisis con gráficos Cusum podría ser utilizado para identificar a los estudiantes con dificultades persistentes al principio de su entrenamiento en la ultrasonografía, lo que permitiría implementar intervenciones que corrigieran este problema.

La técnica CUSUM parece ser un método prometedor para su aplicación en la práctica clínica rutinaria. La expresión gráfica de la experiencia obtenida con cada procedimiento permite la detección de pequeños errores (algunos incluso permanentes, que de otra manera pasan fácilmente desapercibidos) y la implementación inmediata de medidas correctivas apropiadas.

En el área de la medicina fetal, este método permitiría realizar una vigilancia constante del desempeño de la evaluación ultrasonográfica en cualquiera de sus modalidades, desde la biometría fetal hasta el diagnóstico de alteraciones estructurales, tanto en alumnos como en expertos. No escapan a la evaluación y vigilancia bajo gráficos CUSUM otras áreas de la medicina perinatal como el monitoreo fetal anteparto.

La siguiente etapa de esta línea de investigación consistirá en la elaboración de una curva de aprendizaje a través de una técnica CUSUM (habiéndose ya demostrado su utilidad en este trabajo) para la segmentación manual del cerebelo fetal (utilizando los volúmenes adquiridos previamente) a través del sistema multiplanar que ofrece el software 4D View de General Electric. Las últimas etapas de la línea de investigación se enfocarán en la alimentación de la base de datos y con ello la construcción del modelo de segmentación semiautomática del cerebelo fetal.

Las implicaciones clínicas que tendrá la generación del software deseado serán enormes. Si bien existen ya varias publicaciones sobre la segmentación no solo de cerebelo fetal, sino de otras estructuras fetales, esta ha sido de manera manual, lo cual implica errores en la reproducibilidad de la técnica, debido al factor humano. Realizar una segmentación semiautomática restaría este error volviendo la técnica mucho más reproducible siendo evidente la gran cantidad de información que generaría la volumetría de órganos fetales en diferentes momentos de la gestación. Hay que considerar la importancia que esto tiene en el diagnóstico oportuno así como el pronóstico de patologías como la restricción del crecimiento intrauterino, patologías estructurales, etc.

La terminación de este protocolo como paso previo a la construcción del modelo de segmentación semiautomático propuesto es de gran importancia para la continuación de la línea de investigaciones sobre segmentación semiautomática utilizando volúmenes adquiridos por ultrasonografía tridimensional.

## CAPITULO 7. CONCLUSIONES

El presente trabajo marca el inicio de una línea de investigación en segmentación semiautomática de estructuras fetales a través de la ultrasonografía tridimensional. La curva de aprendizaje basada en gráficos CUSUM para la adquisición de volúmenes de cerebelo fetal fue exitosa y permitirá que alumnos del curso de especialización en Medicina Materno Fetal inicien con la adquisición de dichos volúmenes que servirán para la generación de la base de datos que alimentará al algoritmo matemático diseñado para la construcción del modelo.

El análisis del comportamiento de las gráficas obtenidas muestra discretas diferencias en el desempeño individual obtenido. Es importante mencionar que los errores de adquisición se sucedieron al inicio del estudio y fueron muy similares en ambos operadores. Es importante recordar que los participantes contaban con por lo menos 1 año de experiencia en ultrasonografía.

La gran factibilidad de continuar con esta investigación se hace posible gracias a la colaboración conjunta con el Departamento de Tecnociencias del Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET) de la Universidad Nacional Autónoma de México.

# ANEXO 1

## HOJA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA PACIENTE

Estimada paciente:

Se le invita a participar en un trabajo de investigación que se está llevando a cabo dentro de las instalaciones del servicio de Medicina Fetal de este Instituto. El objetivo del presente trabajo es el desarrollo de nuevas tecnologías basadas en el trasonido tridimensional que posteriormente el análisis de estructuras fetales.

Usted ha sido escogida para participar debido a que cuenta con los requisitos necesarios para este estudio. Teniendo en cuenta que el ultrasonido estructural previo ha sido reportado sin alteraciones estructurales aparentes, el beneficio de este estudio para usted y su hijo se basa en una revisión de las estructuras fetales mediante un programa de computación de reconstrucción en tercera dimensión. Es importante informarle que no existe remuneración económica en contra prestación a su participación.

El ultrasonido tridimensional con la configuración técnica empleada, es considerado seguro y carece de efectos nocivos para el embarazo. La técnica que se utilizará no representa un incremento del riesgo para usted o su hijo. Además, el estudio será llevado a cabo por médicos expertos y con equipo de ultrasonido de alta tecnología y de última generación.

En caso de que usted desee participar, se le realizará un estudio ultrasonográfico que consistirá en la visualización de las estructuras fetales y en la adquisición de volúmenes de los mismos, los cuales se almacenarán en un dispositivo electrónico manteniendo siempre el carácter anónimo de su participación, por lo que la información obtenida será manejada confidencialmente para fines exclusivos de investigación. Usted puede preguntar al médico encargado cualquier duda que surja respecto a su participación en este estudio.

El no aceptar participar, no afectará de manera alguna la atención médica dentro del Instituto. En caso de aceptar, favor de colocar su nombre y firmar en el texto a continuación:

Yo \_\_\_\_\_, he leído la presente hoja de consentimiento informado comprendiendo lo aquí mencionado. Se me resolvieron las dudas que tuve. He decidido por tanto aceptar formar parte del presente trabajo de investigación.

\_\_\_\_\_  
*Paciente (nombre y firma)*

\_\_\_\_\_  
*Médico (nombre y firma)*

\_\_\_\_\_  
*Testigo (nombre y firma)*

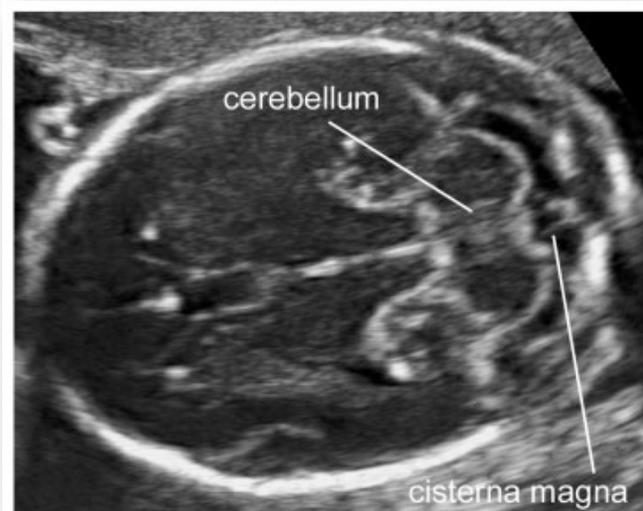
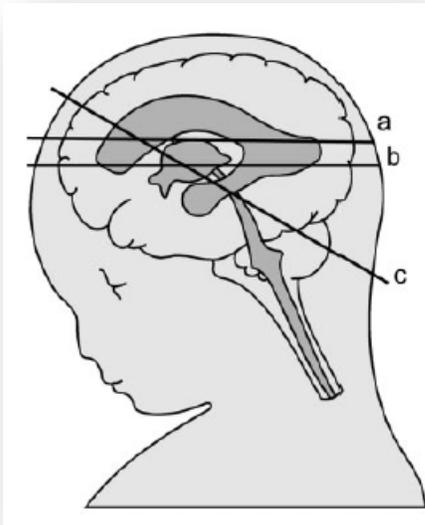
\_\_\_\_\_  
*Testigo (nombre y firma)*

México, DF a \_\_\_\_ del mes de \_\_\_\_\_ del 2010

## ANEXO 2

### CARACTERÍSTICAS DEL CORTE AXIAL MODIFICADO DE CRÁNEO

- Se utilizarán las recomendaciones anotadas en las guías para la realización del neurosonograma fetal emitidas por la Sociedad Internacional de Ultrasonido en Ginecología y Obstetricia en el año 2007.<sup>47</sup>
- Con el feto en reposo, se obtendrá en modalidad bidimensional un corte axial modificado en el cual se deberá observar en sentido anteroposterior lo siguiente:
  - los cuernos anteriores,
  - el cavum del septum pellucidum,
  - los tálamos,
  - el cerebelo y
  - la cisterna magna.





## BIBLIOGRAFÍA

1. Lee YM, Simpson LL. Major fetal structural malformations: the role of new imaging modalities. *Am J Med Genet C Semin Med Genet.* 2007; 145C: 33-44.
2. Pugash D, et al. Prenatal ultrasound and fetal MRI: the comparative value of each modality in prenatal diagnosis. *Eur J Radiol.* 2008; 68: 214-26.
3. Pham DL, Xu C, Prince JL. Current methods in medical image segmentation. *Annu Rev Biomed Eng.* 2000; 2: 315-337.
4. Galván R, Alcázar JL. Fundamentos de la ecografía tridimensional. *Rev Med Univ Navarra.* 2005. 49: 9-12.
5. Graham RN, Perriss RW, Scarsbrook AF. DICOM demystified: a review of digital file formats and their use in radiological practice. *Clin Radiol.* 2005; 60: 1133-40.
6. Espinoza J, et al. Standardized views of the fetal heart using four-dimensional sonographic and tomographic imaging. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2008; 31: 233-42.
7. Yagel S. 3D and 4D ultrasound in fetal cardiac scanning: a new look at the fetal heart. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2007; 29: 81-95.
8. Chaoui R, Heling KS. Three-dimensional ultrasound in prenatal diagnosis. *Curr Opin Obstet Gynecol.* 2006; 18: 192-202.
9. Hata T, et al. Real-time three-dimensional color Doppler fetal echocardiographic features of congenital heart disease. *J Obstet Gynaecol Res.* 2008; 34: 670-3.
10. Cheong KB, et al. Comparison of inter- and intraobserver agreement between three types of fetal volume measurement technique (XI VOCAL™, VOCAL™ and multiplanar). *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2009; 33: 287-294.
11. Slabaugh G, et al. Statistical Region-Based Segmentation of Ultrasound Images. *Ultrasound Med Biol.* 2009; 35: 781-795.
12. Gutiérrez Medina LR. *Segmentación de huesos en imágenes de ultrasonido para aplicaciones en cirugía.* México, D F. 2007. Tesis presentada en la Universidad Nacional Autónoma de México para la obtención del grado de Maestro en Ingeniería (Computación).
13. Pertusa Grau JF. *Técnicas de análisis de imagen. Aplicaciones en biología.* Valencia, España. Universidad de Valencia. 2003. 352 pp. ISBN: 978-84-370-5667-8.
14. Kusanovic JP, et al. The use of inversion mode and 3D manual segmentation in volume measurement of fetal fluid-filled structures: comparison with Virtual Organ Computer-aided AnaLysis (VOCAL). *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2008; 31: 177-86.

15. Tutschek B, Sahn DJ. Semi-automatic segmentation of fetal cardiac cavities: progress towards an automated fetal echocardiogram. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2008; 32: 176-80.
16. Vansteenkiste E, et al. Segmentation of white matter flaring areas in ultrasound Images of very-low-birth-weight preterm infants. *Ultrasound Med Biol.* 2009; 35: 991-1004.
17. Arámbula Cosío F. Notas de Curso: Análisis de imágenes médicas. En: *Introducción al Análisis de Imágenes Médicas y Cirugía Asistida por Computadora. Curso Semestre 2010-11.* México DF, 2009; Instituto de Investigación en Matemáticas Aplicadas y Sistemas (IIMAS). UNAM.
18. Seong-Jae Lim, Yong-Yeon Jeong, Chil-Woo Lee, Yo-Sung Ho. Automatic segmentation of the liver in CT images using the watershed algorithm based on morphological filtering. *Proc. SPIE.* 204; 5370: 165-1666.
19. Ortuño JE, et al. Algoritmo Morfológico de Segmentación de Imágenes de Resonancia Magnética Normales Ponderadas en T1. *XIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica.* 2001.
20. Benavides-Serralde A, et al. Three-dimensional sonographic calculation of the volume of intracranial structures in growth-restricted and appropriate-for-gestational age fetuses. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2009; 33: 530-7.
21. Carneiro G, et al. Automatic fetal measurements in ultrasound using constrained probabilistic boosting tree. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv.* 2007; 10: 571-9.
22. Grossman R, et al. Quantitative MRI measurements of human fetal brain development in utero. *Neuroimage.* 2006; 33: 463-70.
23. Jardim SM, Figueiredo MA. Segmentation of fetal ultrasound images. *Ultrasound Med Biol.* 2005; 31: 243-50.
24. Gooding MJ, Kennedy S, Noble JA. Volume segmentation and reconstruction from freehand three-dimensional ultrasound data with application to ovarian follicle measurement. *Ultrasound Med Biol.* 2008; 34: 183-95.
25. Vansteenkiste E, Pizurica A, Philips W. Improved segmentation of ultrasound brain tissue incorporating expert evaluation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2005; 6: 6480-3.
26. Arámbula Cosío F, Davies BL. Automated prostate recognition: a key process for clinically effective robotic prostatectomy. *Med Biol Eng Comput.* 1999; 37: 236-43.
27. *Gaceta UNAM.* Órgano Informativo de la Universidad Nacional Autónoma de México. 2010; 4: 12.

28. Cárdenas Almeida R, Tristán Vega A, Vegas Sánchez Ferrero G, Aja Fernández S, García Pérez V, Muñoz Moreno E, De Luis García R. UsimagTool: An Open source Freeware Software for Ultrasound Imaging and Elastography. *Enterface'07*, July 16<sup>th</sup> - August 10<sup>th</sup>. Istanbul, Turkey – Final Project Report
29. Chang CH, Chang FM, Yu CH, Ko HC, Chen HY. Three-dimensional ultrasound in the assessment of fetal cerebellar transverse and antero-posterior diameters. *Ultrasound Med Biol*. 2000; 26: 175-82.
30. Chang C H, C hang FM , Y u C H, K o H C, C hen H Y. A sssessment o f fetal c erebellar volume using three-dimensional ultrasound. *Ultrasound Med Biol*. 2000; 26: 981-8.
31. Chang CH, Yu CH, Chang FM, Ko HC, Chen HY. The assessment of normal fetal brain volume by 3-D ultrasound. *Ultrasound Med Biol*. 2003; 29: 1267-72.
32. Viñals F, Muñoz M, Naveas R, Salper J, Giuliano A. The fetal cerebellar vermis: anatomy and biometric assessment using volume contrast imaging in the C-plane (VCI-C). *Ultrasound Obstet Gynecol*. 2005; 26: 622-7.
33. Araujo Júnior E, Pires CR, Nardoza LM, Filho HA, Moron AF. Correlation of the fetal cerebellar volume with other fetal growth indices by three-dimensional ultrasound. *J Matern Fetal Neonatal Med*. 2007; 20: 581-7.
34. Rutten MJ, Pistorius LR, Mulder EJ, Stoutenbeek P, de Vries LS, Visser GH. Fetal cerebellar volume and symmetry on 3-d ultrasound: volume measurement with multiplanar and vocal techniques. *Ultrasound Med Biol*. 2009; 35: 1284-9.
35. Lopez Perez L, et al. Bone Surface Reconstruction Using Localized Freehand Ultrasound Imaging. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2008; 2008: 2964-2967.
36. Kestin IG. A statistical approach to measuring the competence of anaesthetic trainees at practical procedures. *Br J Anaesth*. 1995; 75: 805-9.
37. Biau DJ, Porcher R. A method for monitoring a process from an out of control to an in control state: Application to the learning curve. *Statistics in Medicine*. 2010. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1002/sim.3947>
38. Biau D J, Williams S M, Schlup M M, Nizard R S, Porcher R. Quantitative and individualized assessment of the learning curve using LC-CUSUM. *Br J Surg*. 2008; 95: 925-9.
39. Cruz-Martinez R, Figueras F, Moreno-Alvarez O, Martinez JM, Gomez O, Hernandez-Andrade E, Gratacos E. Learning curve for the lung area to head circumference ratio measurement in fetuses with congenital diaphragmatic hernia. *Ultrasound Obstet Gynecol*. 2010; 36: 32-6.
40. Rozenberg P, Porcher R, Salomon LJ, Boirot F, Morin C, Ville Y. Comparison of the learning curves of digital examination and transabdominal sonography for the

- determination of fetal head position during labor. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2008; 31: 332-7.
41. Balsyte D , Schäffer L, Burkhardt T, Wisser J , Zimmermann R , Kurmanavicius J . Continuous independent quality control for fetal ultrasound biometry provided by the cumulative summation technique. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2010; 35(4): 449-55.
  42. Weerasinghe S , Mirghani H , Revel A , Abu-Zidan F M. Cumulative sum (CUSUM) analysis in the assessment of trainee competence in fetal biometry measurement. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2006; 28: 199-203.
  43. Bolsin S , Colson M. The use of the Cusum technique in the assessment of trainee competence in new procedures. *Int J Qual Health Care.* 2000; 12: 433-8.
  44. Biau DJ, Porcher R , Salomon LJ . CUSUM: a tool for ongoing assessment of performance. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2008; 31: 252-5.
  45. Baptista Macaroff WM, Castroman Espasandín P. Utilización del método de la suma acumulada (CUSUM) para la evaluación continua de la calidad de la analgesia en una Unidad de Dolor Agudo Postoperatorio. *Rev Esp Anesthesiol Reanim.* 2007; 54: 11-16.
  46. Naik VN, Devito I, Halpern SH. Cusum analysis is a useful tool to assess resident proficiency at insertion of labour epidurals. *Can J Anaesth.* 2003; 50: 694-8.
  47. International Society of Ultrasound in Obstetrics & Gynecology Education Committee et al . Sonographic examination of the fetal central nervous system: guidelines for performing the 'basic examination' and the 'fetal neurosonogram'. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2007; 29: 109–116.