

TITULO

Subtitulo

Agustín Gabiola

Gaston Claret

January 13, 2014

Tabla de Contenidos

[Resumen 1](#_Toc390072436)

[Capítulo 1. Introducción 1](#_Toc390072437)

[1.1 Motivacion 1](#_Toc390072438)

[1.2 Impacto del trabajo 1](#_Toc390072439)

[1.3 Contexto 2](#_Toc390072440)

[1.4 Problemática 2](#_Toc390072441)

[1.5 Objetivos 2](#_Toc390072442)

[Capítulo 2. Marco Teórico 4](#_Toc390072443)

[2.1 Íntima-media carotideo 4](#_Toc390072444)

[2.2 Imágenes de Ultrasonido 7](#_Toc390072445)

[2.3 Modos de escaneo para la obtención de imágenes de ultrasonido 8](#_Toc390072446)

[2.4 Limitaciones de las imágenes de ultrasonido 10](#_Toc390072447)

[2.5 Procesamiento de las imágenes de ultrasonido 10](#_Toc390072448)

[2.5.1 Ruido Speckle 10](#_Toc390072449)

[Capítulo 3. Estado del arte 12](#_Toc390072450)

[3.1 Tipos de medición 12](#_Toc390072451)

[3.1.1 Alto nivel (Herramientas) 12](#_Toc390072452)

[3.1.2 Bajo nivel (Técnicas) 12](#_Toc390072453)

[Capítulo 4. Método Propuesto 13](#_Toc390072454)

[4.1 Solución general 13](#_Toc390072455)

[4.2 Captura de las imágenes 14](#_Toc390072456)

[4.3 Reducción de Ruido 14](#_Toc390072457)

[4.3.1 Media 17](#_Toc390072458)

[4.3.2 Media Ponderada 18](#_Toc390072459)

[4.3.3 Filtro Geométrico 19](#_Toc390072460)

[4.4 Segmentación 20](#_Toc390072461)

[4.4.1 Operador de Sobel 24](#_Toc390072462)

[4.4.2 Operador de Prewitt 24](#_Toc390072463)

[4.5 Medición 26](#_Toc390072464)

# Resumen

[Mejor hacerlo cuando terminemos sino ahora queda sin suficiente info aunque acá podríamos agregar: Estructura del trabajo]

# Capítulo 1. Introducción

## 1.1 Motivacion

*“1001 words is worth more than a picture.” Proverbio*

Hoy en día el planeta se encuentra en la era de la digitalización, y en esta, son innumerables las áreas que intervienen directa o indirectamente en el procesamiento digital de imágenes, siempre con el objetivo de mejorar la calidad de las mismas para una correcta interpretación humana o facilitar la búsqueda de información brindada por las mismas. Durante la formación de la imagen, adquisición, almacenamiento y/o transmisión, muchos son los factores que introducen ruido, afectando la calidad de la imagen digital impidiendo su correcta interpretación.

Por las problemáticas y necesidades planteadas, surgido de la reflexión conjunta entre médicos y profesores de nuestra universidad, se propuso crear una aplicación que asista al profesional a la hora de realizar mediciones en imágenes médicas, con el fin de proveer datos más precisos y, además, aportar información adicional sobre la imagen analizada.

## 1.2 Impacto del trabajo

La ateroesclerosis es una enfermedad generalizada de la pared arterial que puede progresar o regresar, dependiendo esto de diversos factores. Este proceso dinámico se caracteriza por la remodelación de la pared arterial y puede ser asintomático durante toda la vida o puede presentarse como un evento cardiovascular agudo. El ultrasonido modo B es un método de diagnóstico de ateroesclerosis subclínica seguro, no invasivo y de costo accesible. El espesor íntima-media carotídeo (EIM) ha mostrado asociación con los factores de riesgo cardiovasculares y con la prevalencia de enfermedad cardiovascular; también puede ser predictor independiente de enfermedad cardiovascular, vascular periférica y cerebrovascular. Grandes estudios epidemiológicos y trabajos clínico-terapéuticos de regresión con hipolipemiantes han establecido que el EIM es un marcador válido de progresión y regresión de enfermedad ateroesclerótica. [http://www.fac.org.ar/1/revista/05v34n3/revision/revis02/chain.PDF]

Dada la importancia de la medición de la EIM, resulta necesario que el profesional pueda contar con una herramienta que le sea de asistencia al momento de realizar la medición puedo contrastar sus observaciones y reforzarlas con los datos que pueda proveer la aplicación.

Además, es de nuestro interés que la aplicación sea íntegramente libre para futuras investigaciones académicas ya que los costos para acceder a una licencia de algún software que ofrezca esta funcionalidad son muy altos. Este punto es de gran importancia ya que las investigaciones tanto médicas o académicas que utilizan algún tipo de software semi-automático para la medición de la EIM apenas mencionan el nombre de estos, siendo imposible de determinar los algoritmos que utilizan y la precisión de los mismos.

## 1.3 Contexto

[Preg---- hay que poner por ejemplo, de donde tomamos las imágenes, en que formato las obtenemos, en que contexto funcionaria la app?]

## 1.4 Problemática

La aplicación se basa en la medición de la íntima-media carotídeo a partir de una imagen de ultrasonido obtenida por cualquier eco-Doppler transesofágico.

## 1.5 Objetivos

Luego de un trabajo colaborativo entre el cardiólogo Alberto Alejandro Díaz, nuestro director tesis José M. Massa, nuestro codirector Lucas Lovercio y los autores de este documento, se definieron los lineamientos y objetivos del presente trabajo.

El objetivo principal, y en el que se basa todo nuestro trabajo, es la es que, al finalizar el presente trabajo final, se disponga de una herramienta que permita asistir al profesional en el diagnóstico de patologías de la arteria carótida, más precisamente la medición del espesor íntima-media carotideo [ver apartado 2.1 para más información], asistiendo al profesional en el diagnóstico, nunca con el fin de que la herramienta genere un diagnóstico propio. Concretamente, se pondrá a disposición de un profesional cardiólogo y de cualquier profesional que tenga algún interés científico (no técnico) en la herramienta, para que sea utilizada durante al menos un período de prueba con un conjunto de pacientes seleccionados a tal fin. La herramienta dispondrá de un conjunto de algoritmos de filtrado y segmentación, y distintos métodos de medición, de modo que el profesional pueda valerse de la combinación de técnicas que considere apropiadas y eficientes.

En la búsqueda de este objetivo, nos encontramos con varios objetivos intermedios involucrados con el procesamiento de las imágenes obtenidas por el profesional. Estos incluyen la reducción de ruido, segmentación y medición, las cuales representan fases en nuestro sistema, cada una con sus respectivos algoritmos y particularidades que pueden tanto beneficiar/facilitar la medición o no. Decimos esto debido a que no hay dos imágenes iguales, por lo que la aplicación de cierto algoritmo puede ser beneficioso para un estudio pero representar un deterioro en otro.

Por esto último, se propuso como objetivo presentar una secuencia por defecto que resulta beneficiosa en la mayoría de los casos, pero dejando al usuario que elija los algoritmos que desea utilizar para cada fase, ofreciendo la posibilidad de intercambiar o saltear las mismas. Debido a que el usuario puede preferir alguna secuencia en particular, se planteó poder guardar la secuencia utilizada para una configuración más rápida en el futuro uso de la aplicación.

 Como requisito de diseño de la Herramienta, se implementarán los filtros con una metodología modular, es decir que sea factible el agregado de nuevos filtros sin cambios mayores en el código fuente y la elección de su aplicación desde la interfaz de usuario. Es decir que se contempla que la Herramienta no solo pueda ser utilizada por el médico para realizar las mediciones sino que también pueda ser utilizada a modo de laboratorio por investigadores en el área de procesamiento de imágenes médicas.

De esta manera, podemos mencionar los siguientes objetivos particulares:

* Implementar técnicas de filtrado de imágenes, en particular apuntando a reducir el ruido específico de las imágenes de ultrasonido.
* Implementar diferentes técnicas de extracción de bordes en imágenes para el dominio particular.
* Evaluar las técnicas implementadas para determinar la eficiencia de las mismas.
* Implementar técnicas de medición semiautomáticas y automáticas del espesor arterial. Proponer una metodología para el uso conjunto de las herramientas de pre-procesamiento, segmentación y medición desarrolladas.

# Capítulo 2. Marco Teórico

## 2.1 Íntima-media carotideo

Las arterias carótidas son las dos arterias, que se extienden a derecha e izquierda por ambos lados del cuello, e irrigan el cuello y la cabeza. Las arterias carótidas se llaman primero arterias carótidas primitivas o comunes, para bifurcarse en arteria carótida externa por un lado, y arteria carótida interna por el otro.

Las arterias carótidas primitivas son dos arterias (derecha e izquierda) que nacen en los troncos arteriales que hay en el tórax en diferentes lugares:

1. La carótida primitiva derecha nace del tronco braquiocefálico y es más corta que la izquierda.
2. La carótida primitiva izquierda nace de la aorta en su parte ascendente. Conecta con el tronco venoso braquiocefálico izquierdo y discurre (se extiende) paralela a la tráquea, aunque más alejada de la carótida izquierda.

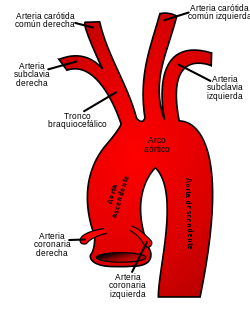


Ilustración 0‑1

Las carótidas comunes se extienden hasta el borde superior del cartílago tiroides, donde se bifurcan en dos ramas terminales:

1. La carótida externa se corresponde con las arterias de la cara y los tegumentos de la cabeza.
2. La carótida interna, que se distribuye por el encéfalo y el globo ocular.

La manifestación más temprana de un posible desarrollo de una enfermedad cardiovascular es la ateroesclerosis. El proceso de ateroesclerosis comienza con la degeneración de la pared arterial y la sedimentación de lipoproteínas y otros materiales provenientes del torrente sanguíneo en las paredes arteriales. En una etapa más avanzada, se asocia con núcleos necróticos ricos en lípidos y depósitos de calcio a lo largo de la pared íntima. Ya en la etapa clínica la ateroesclerosis se manifiesta como una ruptura de la placa formada y trombosis, lo que deriva en un infarto agudo (miocardio) y paro cardíaco. [2012 Xin] Sin embargo se debe remarcar que la ateroesclerosis tiene una larga etapa subclínica (asintomática), lo que provee una oportunidad para desarrollar estrategias para prevenir complicaciones o frenar/ralentizar la evolución de esta enfermedad. Dentro de esta etapa es donde se reconoce la importancia del espesor Íntima-Media (EIM) y sus beneficios. [2012 Santana]

El espesor Íntima-Media (EIM) carotideo ha mostrado asociación con los factores de riesgo cardiovasculares y con la prevalencia de enfermedad cardiovascular; también puede ser predictor independiente de enfermedad cardiovascular, vascular periférica y cerebrovascular.

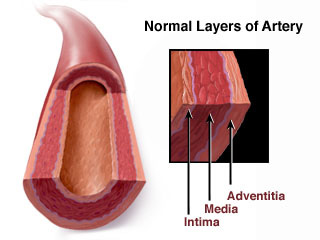


Ilustración 0‑2

El EIM de la carótida común es un marcador y predictor de algunos de los factores de riesgo cardiovasculares. Sin embargo, existen razones anatómicas y patológicas de peso para considerar al EIM combinado de los tres segmentos anatómicos, como un marcador y predictor más eficaz. La medición del EIM manifiesta los cambios de la pared arterial de un individuo aunque también puede proporcionar datos del riesgo y salud de una población si se desea extender el alcance del estudio.

Un punto controvertido en la valoración del EIM es la variedad de protocolos utilizados para su determinación/medición lo que dificulta la interpretación y comparación de los resultados. Al realizar la evaluación por ultrasonido (US), a nivel carotideo hay diversas posibilidades de obtener y sistematizar la información contenida en el árbol vascular.

Los diversos protocolos incluyen la evaluación de uno, dos o los tres segmentos carotideos (arteria carótida común, bifurcación, y arteria carótida interna).Además, se puede medir solamente el aumento difuso del EIM, excluyendo las zonas con placa, o incluir el espesor de la placa como parte del EIM. También cabe la posibilidad de medir solo la pared lejana, o bien medir la pared cercana y la pared lejana,  y promediarlas. Se mide la pared más lejana (en la Ilustración 4, la pared mencionada sería la más cerca al borde inferior en la imagen 2D), ya que tiene mejor reflexión por tener mayor intensidad. Esto es por la impedancia acústica de la secuencia lumen-íntima-media-adventitia (LIMA), por esta razón se mide la distancia entre los límites lumen-íntima (LI) y media-adventitia (MA) para calcular el EIM. Como se puede ver en la ilustración 4, las mediciones se realizan siempre cerca de la bifurcación ya que en este lugar la segmentación tiene resultados más precisos (del punto de vista técnico) y porque de esta manera se pueden analizar ambas partes de la carótida, tanto la que viene desde el corazón como la que lleva la sangre a toda la cabeza (punto de vista médico). [2012 Xin]

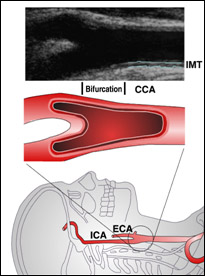


Ilustración 0‑3

Debido a los riesgos planteados anteriormente que se pueden detectar gracias a este método, resulta necesario realizar la medición del grosor del complejo íntima media, así como la caracterización de las placas de ateromas. La medición del complejo íntima media puede realizarse de forma computarizada, o manualmente. Su valor normal se considera de 0.6 a 0.8mm, entre 0.8 y 1.0mm se considera indeterminado, y más de 1.1mm es actualmente el valor anormal más aceptado.

En la actualidad, es el único parámetro ecográfico recomendado por la American Heart Association para uso rutinario en el screening de riesgo cardiovascular.

## 2.2 Imágenes de Ultrasonido

El ultrasonido es una onda de sonido cuya frecuencia excede los 20 kHz. Transporta energía y se propaga a través de varios medios como una onda de presión pulsátil. Para describir la onda, se utilizan diversos parámetros como la densidad de presión, la dirección de propagación, como también el desplazamiento de las partículas. Si este desplazamiento es paralelo a la dirección de propagación, se dice que la onda es longitudinal, o una onda de compresión. En cambio, si el desplazamiento es perpendicular a la propagación, se dice que es una onda transversal, o de corte (shear).

Una de las características principales de una onda de ultrasonido es la longitud de la onda, la cual mide la distancia entre 2 máximos o mínimos adyacentes, a lo largo de una curva del seno. La otra es la frecuencia la cual representa el número de ondas por unidad de tiempo. El producto de estas dos variables nos otorga la velocidad de propagación de la onda de ultrasonido

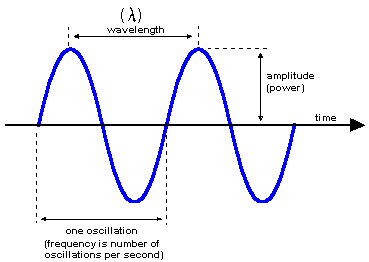


Ilustración 0‑4 – descripción

Para obtener la imagen de ultrasonido, existen diferentes modos de escaneo. En particular, estamos interesados en el B-mode (Brightness mode). En este modo, el eco recibido es mostrado como una imagen 2D, en escala de grises. La amplitud del eco que retorna es representada como puntos (pixeles) de una imagen con diferentes valores de grises.

La calidad de la imagen de ultrasonido obtenida depende de la resolución, axial y lateral. La resolución se define como la mínima distancia entre dos puntos en la cual se pueden obtener dos valores distintos.

La resolución axial se refiere a la habilidad de representar dos puntos que yacen a lo largo de la dirección de la propagación del ultrasonido. Este factor depende de la longitud de onda  λ, la cual es recíproca de la frecuencia de ultrasonido por lo tanto, aumentar la frecuencia resulta en una mejora de la resolución axial. Por otro lado, la resolución lateral es la habilidad de representar dos puntos que se encuentren a un ángulo recto de la dirección de la propagación del ultrasonido, por lo que depende del ancho de la onda de ultrasonido (el haz). Para poder referenciar 2 puntos muy cercanos entre sí, se necesita que el ancho del haz sea lo más chico posible, mientras que el diámetro del transductor se mantiene lo más grande posible.

Es importante aclarar que cuando se debe seleccionar la frecuencia de transmisión, el usuario encargado de obtener las imágenes tiene que tener en consideración que resolución axial es proporcional a la propagación del ultrasonido, mientras que la intensidad de la señal depende de la atenuación que recibe la señal transmitida por el cuerpo humano, con lo que a mayor frecuencia, mayor es la atenuación. Es así como existe un costo-beneficio entre las imágenes de ultrasonido con gran calidad pero poco profundas con las de baja calidad pero muy profundas.

### 2.2.1 Modos de escaneo para la obtención de imágenes de ultrasonido

Los dos principales modos de escaneo son el A-Mode y el B-Mode, sin embargo hay otros modos de obtención como M-Mode, ultrasonido doble (duplex ultrasound), codificación de ultrasonido por color (color-coded ultrasound) y Doppler de potencia (Power Doppler Ultrasound), el cuál será explicado más adelante.

A-Mode es un modo de escaneo por amplitud, lo cual hoy en día es más de carácter histórico. En este modo, la fuerza de la señal de eco es medida y se ve como una sola señal continua y en la misma dirección. En definitiva, el A-Mode se representa como una única línea en la que los saltos abruptos representan un gran cambio en la amplitud de la señal. Esta técnica de escaneo tiene la limitación que la señal grabada es de una única dimensión (1D) con escasa información anatómica  presente. Es una técnica que sólo se utiliza en casos muy específicos (como un oftalmólogo que desea obtener una medición muy precisa de distancia), queda descartada especialmente en en el estudio de una enfermedad cardiovascular.

B-Mode (por Brightness Mode/Modo Brillo), la señal de eco es representada como una imagen en dos dimensiones (2D) en escala de grises. La amplitud de la señal de eco que retorna es representada como puntos de una imagen con diferentes valores de grises como se puede ver en la imagen a continuación.

[PONER IMAGEN NUESTRA]

Esta imagen es construida línea por línea por estos puntos. Como se dijo anteriormente, este tipo de modo es el que nos interesa a nosotros ya que es mediante el cual se obtuvieron las imágenes de estudio. Es importante aclarar que hoy en día, los avances en este modo de obtención de las imágenes permiten una mejora en la definición anatómica, lo que permite la caracterización de la placa por ejemplo.

M-Mode se basa en el modo A a través del tiempo obteniendo como resultado varias líneas consecutivas a través del tiempo. Para el caso de un estudio cardiológico se utiliza en la obtención de información cardíaca y el tiempo preciso del movimiento vascular.

El movimiento de sangre genera un cambio en la frecuencia Doppler, detectado por la alteración en el tono de las ondas acústicas reflejadas que provoca el movimiento de las células rojas (esta frecuencia se puede utilizar también para calcular la velocidad del movimiento de la sangre mediante la ecuación de Doppler). Este tipo de estudio se puede combinar con el B-Mode (que es lo que se hace hoy en día) por lo que de esta manera: con la ecografía convencional de brillo se muestran las estructuras de los vasos sanguíneos y mediante Doppler se muestra el movimiento de las células rojas de la sangre a través de los vasos y el sonido de los cambios de frecuencia (ultrasonido doble/duplex ultrasound).

En el ultrasonido por color, cada pixel es monitoreado para saber si hubo algún cambio en el efecto Doppler. Usando esta técnica el movimiento de las células rojas se refleja mediante el color. El resultado es una imagen que resulta de la superposición de la imagen color sobre la obtenida por el modo B.

[Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging]

\*\*Para el caso de Doppler de potencia, la representación del flujo base se combina con el power of the Doppler spectrum rather than on the mean Doppler frequency. This modality results in an angle, which is independent of the resulting enhanced sensitivity in flow detection as compared to the color-coded Doppler, and, therefore, the detection of low flow is better viewed.\*\*

### 2.2.2 Principios físicos y tecnológicos del ultrasonido y sus limitaciones

Dado que trabajaremos con imágenes obtenidas por el B-Mode estudiaremos la variabilidad que existe entre las mismas, aun usando el mismo equipo y la misma configuración. Las causas de esto son descritas a continuación:

1. La difracción y efectos geométricos, donde la tecnología de composición espacial puede ser usada para corregir la imagen.
2. La diferencia entre la profundidad e intervención de los tejidos que existe entre los diferentes pacientes por lo que se deben aplicar técnicas de normalización para estandarizar la imagen.
3. El ruido Speckle que afecta a las imágenes de ultrasonido obtenidas por este método. Se ha probado que este ruido varía dependiendo del tejido biológico que se esté evaluando. Este ruido es muy difícil de eliminar y puede provocar pequeñas y oscuras regiones, degradando la resolución espacial de la imagen.
4. Bajo contraste de la íntima media o los bordes de la placa y un tamaño muy pequeño de la misma, lo que resultaría en una lectura muy difícil de la imagen.
5. Debido a los efectos de sombra hay un falso efecto de que no se recibe o es muy bajo el eco recibido. Esto provoca que no se reconozcan ciertas estructuras como la íntima media o la misma placa.
6. La baja señal debido al ruido en algunos componentes que no reproducen eco, puede provocar cierta dificultad al encontrar la placa en la carótida o en cualquier otro tejido que se esté investigando (esta dificultad puede superarse si se aplica el modo color).
7. Las imágenes evaluadas por un mismo profesional en diferentes ocasiones o estas mismas imágenes evaluadas por diferentes profesionales varía.

Asimismo, debemos tener conocer los principios físicos y tecnológicos del ultrasonido para así obtener mejores imágenes a la hora de realizar un estudio de la carótida. En primer lugar, los lentes bicóncavos que se utilizan en la obtención de las imágenes de ultrasonido son lentes divergentes: más gruesos en los bordes y presentan una estrechez muy pronunciada en el centro. La naturaleza de estos lentes hace que la mejor resolución se consiga en el centro del lente, que es donde converge el haz de ultrasonido. En segundo lugar, se debe intentar establecer una relación perpendicular entre el haz de ultrasonido y las estructuras visualizadas: esto proporciona una reflexión óptima del haz de ultrasonido incidente. Como se dijo antes, en este punto debemos tener en cuenta que la potencia del haz de ultrasonido decrece a medida que la profundidad del objeto al que se lo expone es mayor, haciendo más oscura la parte más lejana. En consecuencia, la frecuencia de “punto de prueba” tiene una relación directa con la resolución, y una relación inversa a la profundidad de penetración del ultrasonido. Finalmente, tenemos dos opciones a la hora de elegir la tecnología de emisión de ondas de ultrasonido: los transductores lineales y los monitores por sectores. Los primeros activan los cristales “piezo-eléctricos” simultáneamente, resultando en una propagación sincronizada de la onda de ultrasonido. Los monitores por sector activan los cristales secuencialmente en intervalos de tiempo predefinidos causando cambios asimétricos y la recepción de las ondas distorsionadas. Esto implica que los transductores lineales proveen mejor calidad de imagen para arterias superficiales, mientras que los monitores por sector son mejores para estructuras de gran profundidad y difícil acceso.

## 2.3 Procesamiento de las imágenes de ultrasonido

### 2.3.1 Ruido Speckle

El ruido Speckle distorsiona y corrompe las imágenes médicas de ultrasonido, es un ruido multiplicativo en intensidad y amplitud que degrada la calidad y, por ende, visión normal de las imágenes provenientes del uso de ultrasonido, aunque también se puede encontrar en imágenes de un Radar de Apertura Sintética (SAR). Se presenta en las imágenes médicas con iluminación coherente (la luz es reflejada en una superficie desigual). Este ruido se desvía del ruido gaussiano, independientemente de la señal y adicionado al verdadero valor. Es generalmente más difícil de eliminar en una imagen, porque la intensidad del ruido varía con la intensidad de la señal. En consecuencia, es el principal factor en la degradación del contraste de resolución de la imagen, limitando la detección de lesiones pequeñas y con bajo contraste, lo que hace que estas no sean detectables por una persona no especializada en el tema. Aun siendo un especialista experimentado, debido a la presencia de este ruido, es posible que estos no lleguen a conclusiones útiles al analizar simplemente la imagen.

En un lenguaje menos técnico, speckle es una interferencia causada por la dispersión múltiple de las ondas de sonido que reduce la calidad general de la imagen creando un efecto de “pixelado” que es perjudicial tanto para el ojo humano como para la ejecución de los algoritmos de procesamiento de imágenes, especialmente en la aplicación de segmentación y detección de bordes. Esto último es de gran importancia en nuestro trabajo ya que implica que no es un ruido con el sentido que se lo define tradicionalmente en la ingeniería, dado que speckle contiene información de importancia sobre la imagen que se está observando. Por esta razón resulta necesario filtrar este ruido si se desea un mejor funcionamiento de los algoritmos de procesamiento de imágenes aunque se debe tener en cuenta de no perder información pertinente.

Al aplicar los filtros de ruido se deben tener en consideración las siguientes limitaciones que se aplican a la gran mayoría de estos:

* Estos filtros son sensibles al tamaño y forma de ventana que se seleccione al aplicar el mismo. Si es muy grande, hay un suavizado importante de la imagen donde los pequeños detalles se perderán y los bordes serán borrosos. En cambio, si es muy pequeña, casi no se produce un suavizado de la imagen, por lo que no se reducirá en lo más mínimo el ruido speckle.
* Se trabaja con valores de intensidad obtenido usualmente empíricamente por lo que pueden funcionar bien para ciertas imágenes pero para otras no. Esto se puede solucionar quitándole autonomía a la aplicación del filtro, permitiendo por ejemplo al usuario que seleccione las intensidades con diferentes clics sobre la imagen.
* Dado que no se intensifican los bordes, no se suavizan los mismos ya que el coeficiente de variación es alto, por lo que el ruido speckle cerca de los bordes permanecerá.
* Los criterios de evaluación varían según el estudio. Esto representa un punto importante tanto en la reducción del ruido como en la obtención de una imagen útil. A lo que apunta este inciso es que la calidad de la imagen depende, primero del aparato que obtiene la misma, y luego de la persona que realiza el estudio. Por lo que dependerá del profesional tomar una buena imagen, con poco ruido y en el lugar correcto.

El ruido Speckle se puede modelar como un ruido multiplicativo aleatorio, por ejemplo, su desviación estándar es proporcional a su media. Dicho esto se presenta la siguiente fórmula:

Donde es una distribución uniforme aleatoria con promedio=0 y con una varianza cuadrada que por defecto es 0.04. Io es la imagen original a la que se le agrega el ruido.

Finalmente es importante mencionar que los avances en los equipos de ultrasonido hacen necesario nuevas y mejores técnicas de eliminación de ruido speckle abriendo un nuevo campo de estudio donde cada día se dedican más y más investigaciones. [libro y 2005]

## 2.4 Tecnicas de Segmentacion

La segmentación de imágenes divide la imagen original en sus partes constituyentes hasta un nivel de subdivisión en el que se aíslen las regiones u objetos de interés, para así poder simplificar y/o cambiar la representación de una imagen en otra más significativa y fácil de analizar.

Los algoritmos de segmentación se basan en una de estas dos propiedades básicas de los valores del nivel de gris: discontinuidad o similitud entre los niveles de gris de pixeles vecinos.

*Discontinuidad*: Se divide la imagen basándose en cambios bruscos de nivel de gris. En base a esto, se puede aplicar detección de puntos aislados, detección de líneas y detección de bordes.

*Similitud*: Se divide la imagen basándose en la búsqueda de zonas que tengan valores similares, conforme a unos criterios prefijados. Se pueden utilizar métodos del estilo de crecimiento de región (region growing), como también umbralización.

Para este trabajo, nos centraremos en la detección de bordes de una imagen digital en escala de grises.

[http://alojamientos.us.es/gtocoma/pid/tema4.pdf]

La idea que subyace en la mayor parte de las tecnicas de deteccion de bordes es el cálculo de un operador local de derivación ya que un píxel pertenece a un borde si se produce un cambio brusco entre niveles de grises con sus vecinos.

Existen dos clases de detectores de bordes. Los primeros son los detectores en los cuales no se tiene ninguna información a priori de la escena a analizar, ni del posicionamiento de los bordes. Esta clase de detectores autónomos son muy flexibles, ya que no están limitados solamente a un tipo particular de imágenes. Para su funcionamiento, se basan en el principio de procesamiento local: la única forma que tienen de detectar un borde es en base a las intensidades de los pixeles vecinos.

El segundo tipo se trata de detectores contextuales, en el sentido que son guiados por los resultados de otros componentes del sistema o por un conocimiento previo de la estructura del borde en la escena. Existen pocos detectores de este tipo propuestos.

[http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.27.1821&rep=rep1&type=pdf]

Un problema a tener en cuenta, como se mencionó a lo largo del trabajo, es que en la búsqueda de los cambios bruscos para detectar los bordes, también se detectara colateralmente el ruido. Es por eso, que se necesita realizan un pre procesamiento de la imagen, y realizar un suavizado de la misma para reducir el ruido.

*Borde ideal:* forman un camino de un pixel de ancho, en los que se produce, perpendicularmente, un cambio en el nivel de gris.



Ilustración 0‑5

*Borde rampa:* forman un conjunto de pixeles conexos en los que se produce, en una determinada dirección, una variación gradual en el nivel de gris.

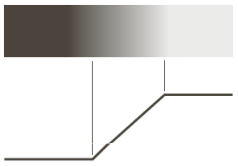
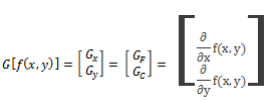


Ilustración 0‑6

En general, no hay forma de conocer si los pixeles detectados como parte del borde son correctos o no (intuitivamente hablando). Existen casos los cuales se denominan falso positivo, en el que el detector devuelve un pixel cuando en realidad no pertenecería a ningún borde, y un falso negativo, en el que el detector no devuelve un pixel cuando en realidad pertenecía a un borde.

Las técnicas clásicas de detección de bordes se basan en diferenciar a la imagen, esto es, encontrar la derivada respecto a los ejes x e y, o gradiente. El gradiente de una imagen en un punto indica la variación máxima de la función en ese punto, y se define como



El proceso de determinar si un punto es borde o no lo da si el valor del módulo del gradiente supera o no a un valor de umbral dado, calculando el módulo como

La siguiente figura muestra las derivadas primera y segunda del perfil de nivel de gris de la imagen superior.

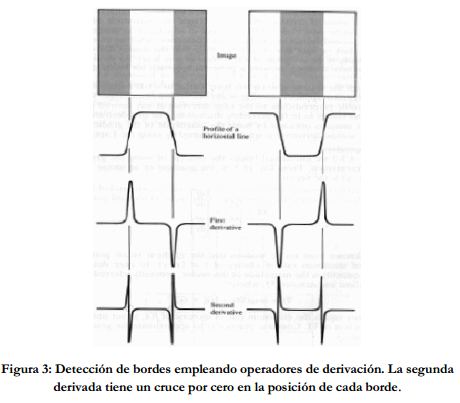


Ilustración 0‑7

Como se puede observar en la figura, la primera derivada es positiva para cambio a nivel de gris más claro, y negativa en caso contrario y cero en aquellas zonas con un nivel de gris uniforme.

La segunda derivada presenta un valor positivo en la zona oscura de cada borde, valor negativo en la zona clara de cada borde, y un valor de cero justo en la posición de los bordes.

El valor de la magnitud de la primera derivada nos sirve para detectar la presencia de bordes, mientras que el signo de la segunda derivada nos indica si el píxel pertenece a la zona clara o la zona oscura. Además, la segunda derivada presenta siempre un cruce por cero en el punto medio de la transición, haciendo que sea muy útil para detectar bordes en una imagen.

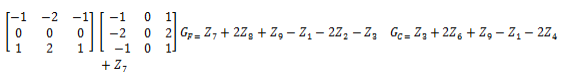
Como mencionamos anteriormente, el cálculo del gradiente se basa en obtener las derivadas parciales para cada pixel. Estas derivadas se pueden implementar digitalmente aplicando una máscara de píxeles a partir de los cuales se hallan los valores (Gradiente por fila) y (gradiente por columna).

A continuación presentaremos algunas matrices que se utilizan para calcular las derivadas parciales, y así obtener los bordes correspondientes a la imagen.

### 2.4.1 Operador de Sobel

Los operadores de gradiente, en general, tienen el efecto de magnificar el ruido subyacente en la imagen. No obstante, el detector de Sobel se puede ver como la combinación de un filtro de suavizado del ruido con un operador de aproximación imprecisa de gradiente.

Para este detector, se utiliza una máscara de 3x3, esta máscara se mueve pixel a pixel, calculando el valor del gradiente para cada uno de ellos (el pixel central de la máscara), aplicando las fórmulas anteriormente mencionadas. Una vez obtenido el valor del gradiente, se decide si es un borde o no en función de un umbral prefijado. Este proceso es común a todos los operadores que se verán a continuación.



Como se puede observar en los valores de las máscaras, Sobel enfatiza el valor de los píxeles cercanos al centro, al proporcionarles un coeficiente de 2, mientras que a los otros valores le asigna 1. Este operador es el más usado comúnmente y en la práctica, proporciona una buena detección de bordes.

Como principales ventajas de este detector, se puede resaltar la buena respuesta en cuanto a la detección de bordes horizontales y verticales, y la capacidad de proporcionar un leve suavizado además del efecto de derivación. Como contraparte, no tiene una buena respuesta cuando existen muchos bordes diagonales, el tiempo de cálculo es lento, y no brinda información acerca de la orientación del borde.

### 2.4.2 Operador de Prewitt

Este operador es similar al de Sobel, con la diferencia en los coeficientes utilizados, ya que Prewitt no enfatiza los píxeles cercanos al centro de la máscara, como se puede observar en las siguientes matriceshttps://lh6.googleusercontent.com/38vKmjLXsCHErsRAbjwsnd_piDNG9c2uPmeuCM2EdHcm-uPMUxvVtM_frfm7mmOadtc1WKLCaMUq2zua_xSNZvMWCpSqOKjP9Nnjy1u3_PeuPbYzv9T-GFAg7Q

[http://carpente.es/archivos/fic/opt/va/Teoria/02%20-%20DeteccionBordes.pdf]

### 2.4.3 Contornos Activos (Snake)

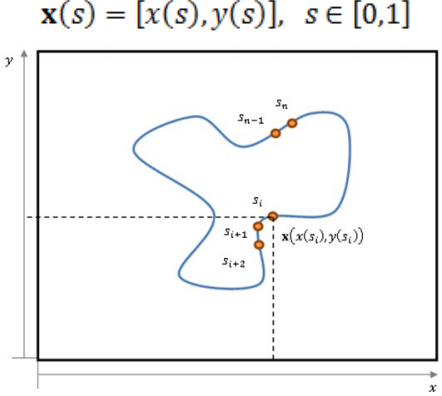
Esta es una técnica basada en los modelos deformables, la cual cuenta con información a priori sobre la imagen. Los Snakes son curvas paramétricas, deformables en el tiempo, cuya forma y posición final son determinadas por la minimización de una función de energía.

Este método difiere de los anteriores en los siguientes puntos:

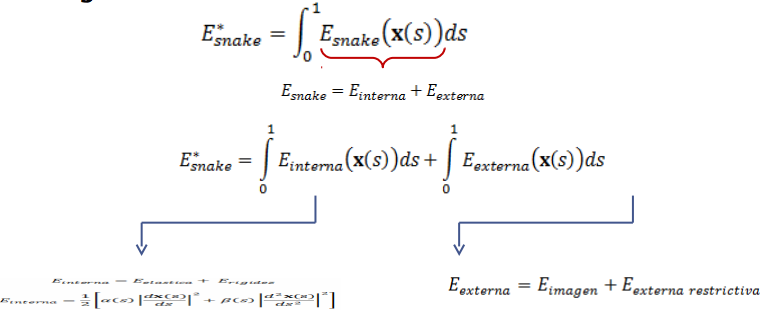
* Incluyen información a priori sobre la imagen
* Son robustos frente al ruido y bordes falsos
* Generan curvas cerradas y suaves
* El contorno trata de adaptarse a cualquier forma

Por su gran robustez y eficiencia, los modelos deformables parecen aplicables a la totalidad de los casos, sin embargo, presentan grandes limitaciones en imágenes donde la forma de los contornos de los objetos de interés presentan concavidades pronunciadas, y que también la inicialización del modelo debe ser cercana a los bordes a segmentar.

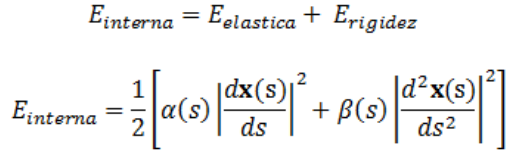
Matemáticamente un Snake se define como una curva paramétrica:



Esta curva se desplaza sobre el espacio de la imagen para minimizar el siguiente funcional de energía:



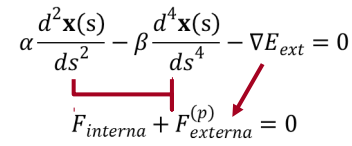
La energía interna es la energía de la curva que controla sus características intrinsecas, las cuales definirán su deformación y capacidad del contorno para adaptarse a la forma de la frontera de interés. Esta energía interna, esta compuesta por energía elástica, y energía de rigidez:



Por otro lado, la energía externa, es la que guía o “empuja” al Snake hacia la frontera de interés. Esta se encuentra compuesta por la sumatoria de la energía de la imagen y la energía externa restrictiva.



Hablar de Snakes es hablar de la minimización de un funcional de energía, lo que consiste en encontrar la curva x(s) que genere un valor mínimo del funcional de energía



[http://cienciapc.idict.cu/index.php/cienciapc/article/viewArticle/124/323]

[http://turing.iimas.unam.mx/~vinculacionBioMed/progrma/individual/Platicas/algoritmo\_deteccion\_digital.pdf]

### 

## 2.5 Tecnicas de Medicion

# Capítulo 3. Estado del arte

La comparación de resultados entre diferentes estudios epidemiológicos y ensayos clínicos llevados a cabo alrededor del mundo sobre la importancia y beneficios de la medición del EIM, es posible gracias a la armonización de los diferentes enfoques sobre la obtención y análisis de las imágenes de la carótida. Estos aspectos son delineados en los consensos de Manheim dedicados especialmente a estos temas, documentos fundamentales para cualquier médico especializado en la medición del EIM. Básicamente lo que se describe en estos consensos es la forma en la que se debería llevar a cabo un estudio para la medición del EIM: en qué partes, cuántas veces, con qué frecuencia debería trabajar el transductor, qué es considerado placa, cuándo es considerada un factor de riesgo, entre otras, que representan todas las preguntas y pasos que sigue el profesional cada vez que realiza un estudio de la carótida. Obviamente el profesional es quien da la última palabra y decide si seguir estos lineamientos o no, aunque al hacerlo está contribuyendo al avance médico y académico.

Gracias al fomento de métodos estandarizados que permiten la homogenización en la recolección y análisis de los datos, se incrementa el valor y poder ensayos clínicos al azar que incorporan la medición del EIM y caracterización de la placa, facilitando la unión de grandes bases de datos para futuros meta-análisis. Si se lo piensa desde un punto de vista global, estaríamos hablando de que mediante esta homogenización de los datos podremos comparar el EIM de un país con otro, por ejemplo, para determinar cómo los hábitos y comidas influyen en un posible desarrollo de una enfermedad cardiovascular. Estos estudios, además, pueden ser tenidos en cuenta como complemento a la hora de realizar un diagnóstico integral sobre riesgos cardiovasculares. Por ejemplo, si se sabe que en cierta región (gracias a datos históricos) es normal que el espesor sea de 0.09mm, mientras que en otras es de 0.02mm, estos parámetros pueden ser tenidos en cuenta a la hora de realizar un diagnóstico de riesgo o no. Sin embargo, se recomienda no hacer este seguimiento serial en la evaluación de un individuo particular, sino como se dijo antes como un complemento de asistencia al profesional. [paper alejandro]

## 3.1 Tipos de medición

La examinación de la carótida incluye la visualización de las arterias interna, externa y común. El continuo avance tecnológico en los equipos de ultrasonido resulta en una mejor definición espacial y mayor resolución. Este progreso se ve acompañado en gran medida debido al emergente uso de la tecnología en tres dimensiones en imágenes médicas.

Es importante mencionar que el EIM es una técnica para monitorear las alteraciones de la pared arterial basadas en su asociación con riesgos cardiovasculares e incidentes de enfermedades cardiovasculares. Sin embargo, estas mediciones no están asociadas estrictamente con factores individuales de riesgo de paro cardíaco, infarto del miocardio o alguna enfermedad periférica de la arteria. Es decir, los valores obtenidos puede que para un individuo puedan ser muy significativos o no. Además, el ensanchamiento de la EIM se puede deber a otras causas ajenas a la ateroesclerosis (por ejemplo hipertrofia fibrocelular e hiperplasia de las células de los músculos), y por este motivo es que en el consenso de Manheim se unifican los criterios de evaluación y medición del EIM para la distinción precisa de la relación entre la ateroesclerosis como formación de placa y la medición del espesor. En pocas palabras, esta distinción que se hace es que tener placa no necesariamente indica que el individuo sufra de ateroesclerosis ya que la medición del EIM, contrariamente a lo que uno pensaría por lógica, debe llevarse a cabo en lugares en los que puede no existir placa. Como experiencia personal, antes de saber que el EIM se mide en ciertos lugares específicos, cuando mirábamos una imagen con placa automáticamente pensábamos que la región de interés debía ser alrededor de esta. La medición del EIM difiere completamente de la medición de placa ateroesclerótica, en localización, historia clínica, factores de riesgo y el valor predictivo de riesgos cardiovasculares.

En el último consenso, se actualizaron los criterios para distinguir en una etapa temprana la formación de placa ateroesclerótica debido al incremento del EIM, aunque el mayor hincapié se realizó respecto a la importancia de la estandarización de los métodos de medición. Además se clarificaron los problemas relacionados con la clasificación de las distintas lesiones provocadas por la ateroesclerosis, especialmente en una etapa temprana.

### 3.1.1 Bajo nivel (Técnicas estandarizadas)

#### 3.1.1.1 Distinción entre EIM y placa carotídea

En ausencia de placa ateroesclerótica, el ultrasonido modo-B (ver 2.2) muestra la pared vascular como un patrón regular que se correlaciona con las capas anatómicas. El área de tejido comenzando desde el borde del lumen de la arteria y finalizando en el límite entre la media y la capa adventitia representa el patrón íntima-media.

Estos contornos son bien diferenciados con el uso de ultrasonido. A medida que un individuo envejece estos contornos se ensanchan uniformemente y se hacen más densos/espesos alrededor de los segmentos arteriales. Todos los grandes riesgos cardiovasculares conocidos contribuyen a la progresión y ensanchamiento del EIM. Como un espejo de este proceso, el EIM es un índice que funciona como una herramienta para investigar y evaluar si un individuo envejece normalmente o, en caso contrario, detectar una ateroesclerosis pre-clínica. Más adelante, mediante las imágenes de ultrasonido se pueden identificar las etapas más avanzadas de la ateroesclerosis (placa carotídea, estenosis carotídea, oclusión) lo cual puede o no coincidir con un incremento del EIM o la ausencia de este. Sin embargo, etapas intermedias entre un incremento del EIM y la formación de placa ateroesclerótica no pueden ser claramente diferenciados tanto con el uso de ultrasonido como por una examinación histológica.

Esta evolución en el espesor y formación de placa, son condiciones comúnmente vistas en la bifurcación y el origen de la arteria carótida interna, y sólo ocurren ocasionalmente en la arteria carótida común (ACC) que es donde la mayoría de los estudios se llevan a cabo. Estudios epidemiológicos y de intervención han demostrado que tanto la placa como el EIM son ambos indicadores de riesgo cardiovascular, pero los patrones de factores de riesgo y predicción de eventos cerebrales y cardíacos son diferentes para el EIM y la placa carotídea.

#### 3.1.1.2 Definición del EIM y placa carotídea para su caracterización en imágenes de ultrasonido

Según lo acordado en el último consenso de Manheim, las técnicas de ultrasonido identifican:

* EIM como un patrón de doble línea visualizado en las ecografías a ambos lados de la ACC si la imagen es longitudinal. Dos líneas paralelas, que son los límites de los bordes anatómicos: lumen-íntima y media-adventitia. Esta definición se corresponde con estudios anatómicos de la carótida llevados a cabo para identificar el patrón del EIM en [7].

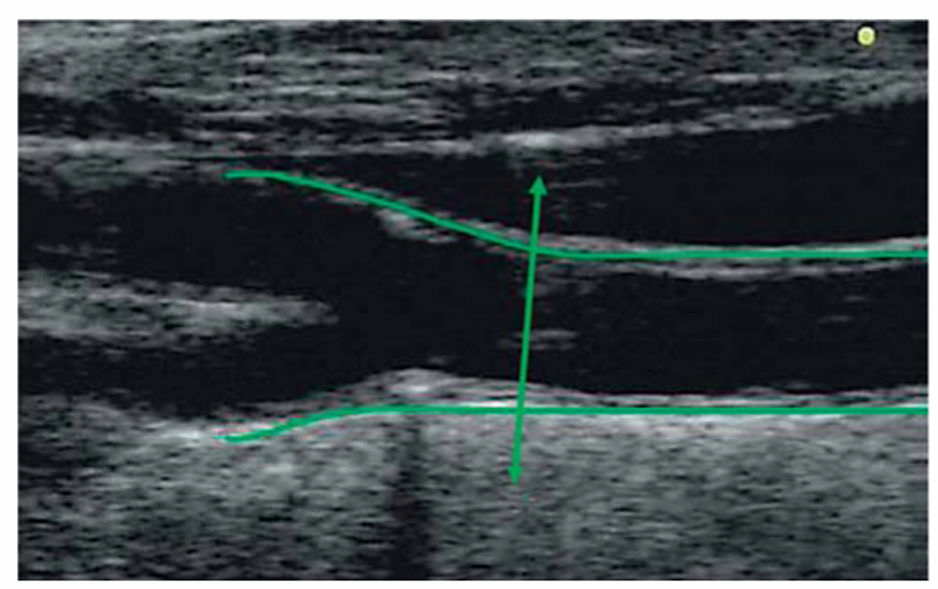


Figure 1 .Vista longitudinal de la ACC, bifurcación y origen de la arterias carótidas internas y externas. La doble flecha indica el fin de la ACC, donde ambas paredes arteriales comienzan a deformarse

* Se define a la placa aterosclerótica como una estructura localizada en la pared vascular que invade la luz arterial (lumen) por lo menos 0,5 mm o al menos en un 50% de la distancia del complejo íntima media que lo circunda, o sino también, como una estructura focal de un EIM mayor a 1,5 mm medida desde la interfaz media-adventicia a la interfaz íntima-lumen.

Estas definiciones permiten la clasificación de la gran mayoría de las lesiones de la carótida observadas en las imágenes de ultrasonido.

#### 3.1.1.3 Estructuras anatómicas y principios fisiológicos

En esta sección se describen algunos puntos sobre la fisiología de la carótida y cómo incide esto en el estudio:

* Las arterias carótida común e interna son homogéneas en estructura y hemodinámica.
* La exposición al ultrasonido se ve limitada por: el tronco encefálico de la arteria bronquial por el lado derecho y por el arco de la aorta por el lado izquierdo. La arteria carótida común finaliza en la bifurcación que es representada anatómicamente por el punto de divergencia de las paredes de la misma.
* La bifurcación es bastante heterogénea entre los individuos. En este punto, las diferencias respecto a los ángulos, curvaturas y diámetros de las arterias carótidas that influence shear stress constraints and modify wall thickness independently of any arterial disease or risk factor.
* Dado que la ateroesclerosis se manifiesta en el bulbo carotídeo, es necesario medir en los otros segmentos.

#### 3.1.1.4 Estándares para la adquisición de una imagen de ultrasonido

Los estudios en la pared de la arteria carótida pueden incluir el segmento común (CCA), interno o bulbo. Mientras que casi todos los pacientes tienen el segmento CCA en imagen, un estudio exitoso sobre el bulbo carotídeo o la arteria carótida interna es muy difícil de lograr y depende tanto de la anatomía topográfica del paciente como de la experiencia del profesional que maneja el sonógrafo.

##### 3.1.1.4.1 Configuración óptima del dispositivo de ultrasonido

1. El equipamiento estándar incluye un sistema de alta resolución en modo-B operando en blanco y negro, preferentemente con un transductor lineal trabajando en una frecuencia mayor a 7 MHz.
2. Una profundidad de foco apropiada se considera entre 30mm y 40mm y la velocidad de fotogramas en 25 Hz (siempre mayor que 15 Hz en lo posible). Ambas configuraciones proporcionan calidad de imagen óptima y facilitan la detección de bordes.
3. Log gain compensation (Atenuación??) de 60 dB.
4. Los parámetros de atenuación deben ser ajustados para obtener un brillo simétrico en ambas paredes, o en el centro para eliminar cualquier artefacto infra-lumínico.

##### 3.1.1.4.2 Método Manual/ Proceso de examinación recomendado para el profesional

En esta sección se describen los pasos que debe considerar/seguir el profesional a la hora de realizar un estudio para evaluar el EIM:

1. Los segmentos de la pared arterial deben ser evaluados en una vista longitudinal, estrictamente perpendicular al haz de ultrasonido.
2. Ambas paredes deben ser visualizadas claramente para conseguir las medidas del diámetro. El diámetro óptimo debe ser obtenido durante el diástole (período en el que el corazón se relaja luego de una contracción) mediante detección cine-loop automático o buscando el diámetro mínimo durante el ciclo cardíaco.

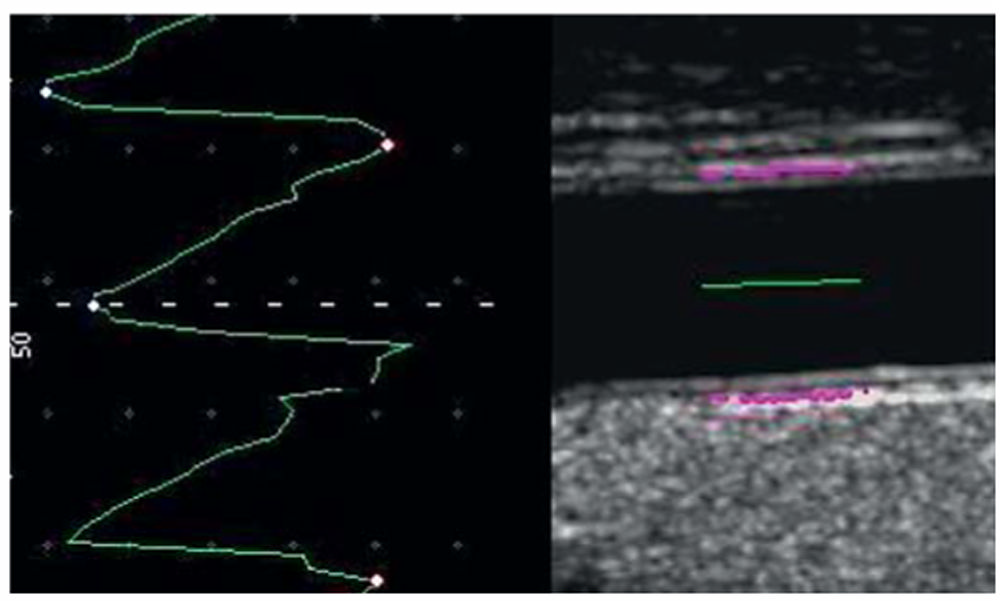


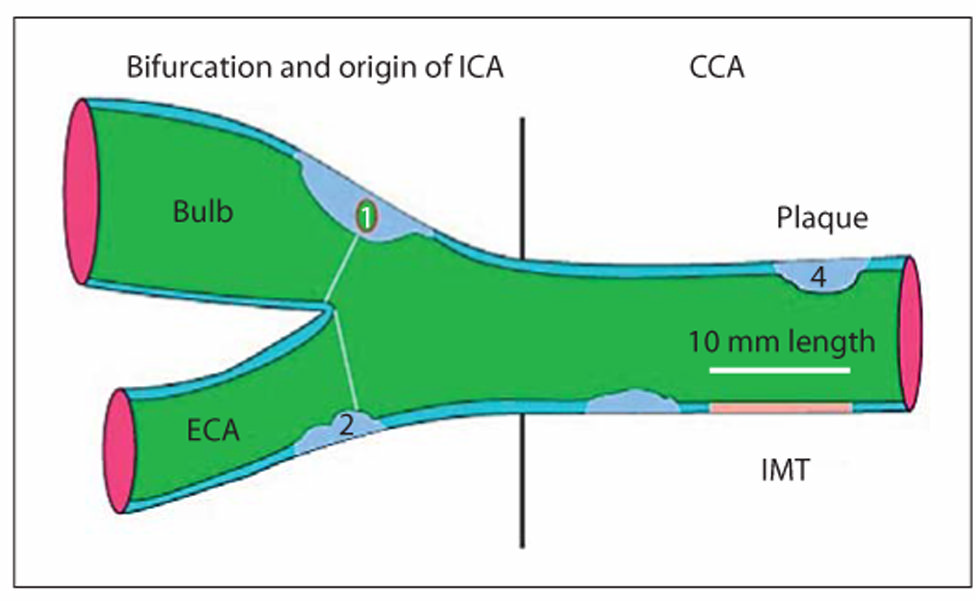
Figure 2 Selección automática del fin del diástole desde un video de la CCA en una medición del EIM

1. Se recomienda utilizar el transductor de forma lateral, ya que ofrece mejor resolución en el centro.
2. La adquisición de la imagen desde diferentes ángulos incrementa el tiempo del procedimiento sin beneficios con respecto a la medición del EIM, aunque resulta muy provechoso si se utiliza esta forma de medición en estudios clínicos ya que favorece la reproducibilidad y los análisis estadísticos.
3. Una imagen horizontal de la arteria optimiza los límites entre el flujo sanguíneo y las paredes de los vasos.
4. La imagen de la bifurcación de la carótida ofrece una referencia esencial para las imágenes en serie.
5. Las vistas longitudinales y transversales son requeridas para visualizar la ateroesclerosis focal.
6. Las imágenes Doppler color del flujo sanguíneo ayudan a identificar aquellos límites poco ecogénicos (return signal in ultrasound exam).

##### 3.1.1.4.3 Segmentos estándar donde realizar la medición

La medición del EIM debe ocurrir en una región libre de placa, con el patrón de doble-línea identificado claramente. Dicha medición tendrá mayor precisión, reproducibilidad y mayor facilidad a la hora de medir usando la asistencia de algún software. Estas mediciones coincidirán con la gran mayoría de los estudios realizados mundialmente. De hecho, la mayoría de los valores de referencia incluidos/mencionados en este capítulo provienen de datos recabados en diferentes países.

El siguiente modelo de práctica es el único que ha sido validado anatómicamente:

1. El EIM debe ser medido preferentemente en la pared más lejana (la que tendríamos sobre el borde inferior en una imagen 2D) de la CCA al menos 5 mm por debajo del fin de la arteria, lo que evita la variabilidad entre diferentes individuos producto del physiological remodeling and less gain dependence. Los valores de la pared más cercana dependen en parte de los gain settings y no son tan confiables. Si se toman valores sobre esta pared, estos deberán ser guardados separadamente del EIM de la pared lejana. Figure 3 Representación del árbol de la carótida, con medición del EIM y placa de acuerdo al consenso de *Mannheim: (1) espesor >1.5 mm; (2) lumen obstruido >0.5 mm; (4) >50%* del valor de EIM del área circundante
2. El EIM se puede medir en la bifurcación o en la región del bulbo de la arteria carótida interna pero ésta debe ser libre de placa y el tamaño del segmento a medir será igual al del punto anterior, teniendo en cuenta la gran variabilidad que se da entre diferentes individuos debido al remodeling y variaciones anatómicas. Estos valores deben ser guardados separadamente, en cualquier estudio.
3. Además de estos 10mm de un segmento liso, se debe obtener una imagen en alta definición para poder obtener medidas reproducibles. Como a veces no se consiguen segmentos totalmente lisos, se recomiendo en estos casos tomar un segmento más pequeño especialmente del bulbo de la arteria carótida interna.

##### 3.1.1.4.4 Metodología estándar

Los software de detección de bordes proveen mediciones precisas del EIM. A pesar de que en una medición manual se pueden obtener medidas correctas, requieren de mucha precisión y control de calidad por parte del profesional. Obviamente, es importante agregar que los métodos manuales y semi-automáticos requieren de más tiempo para llegar a los resultados. Para tener una idea de la diferencia entre el método manual y la mayoría de los software de detección de bordes y medición del EIM, mientras que el profesional debe realizar en un segmento de 10 mm, 10 mediciones (una por milímetro) los software automáticos realizan hasta 150 mediciones en el mismo segmento de la arteria carótida común. Otra diferencia es que las mediciones manuales dependen mucho del profesional/observador que realiza el estudio, mientras que el software es totalmente independiente.

El EIM se puede determinar en base a tres parámetros: media de las mediciones tomadas, máximo de las mismas, o una combinación de las mediciones de los segmentos tomados en consideración (si es que la medición fue realizada en dos segmentos de, por ejemplo, 5mm cada uno, como se recomienda). Usando la media, los valores no son tan susceptibles a los OUTLIERS, mientras que los máximos reflejan mejor la aparición de estructuras focales producto del ensanchamiento o la formación de placa. Usando el valor máximo, también se puede llegar a un falso-positivo brindando resultados engañosos.

Resulta de vital importancia mencionar que los diámetros de los segmentos intra-adventitia e intra-lumen de la arteria carótida común deben ser incluidos en la medición del EIM, y siempre recordar de revisar los equipos periódicamente ya que los mismos deben brindar resultados muy precisos y cualquier pequeña des calibración puede provocar grandes diferencias en los resultados finales.

#### 3.1.1.5 Edad biológica del individuo y sus valores de referencia

Las diferencias observadas en los valores de EIM entre diferentes sociedades saludables de diferentes países están relacionadas con muchos factores, que incluyen principalmente la variabilidad en la metodología aplicada a la hora de realizar los estudios y las diferencias que existen entre lo que un profesional considera un riesgo cardiovascular en base a los diferentes perfiles de individuos.

Desde el 2000, en base a todos los beneficios mencionados que provee realizar un estudio de la arteria carótida con ultrasonido modo-B (ver 2.2) que se permite evaluar/encontrar a tiempo una ateroesclerosis subclínica en una persona mayor a 45 años que no presenta síntomas de esta enfermedad, pudiendo además, agregar información a los estudios tradicionales de riesgo cardiovascular. Los valores de referencia que se utilicen dependen tanto de la imagen que se obtiene, como del protocolo que se sigue para su evaluación.

### 3.1.2 Alto nivel (Herramientas)

# Capítulo 4. Método Propuesto

## Solución general

….

Como arquitectura para la herramienta, se decidió utilizar un pipeline basado en filtros. Esta solución consiste en ir transformando un flujo de datos en un proceso comprendido por varias fases secuenciales, siendo la entrada de cada una la salida del anterior.

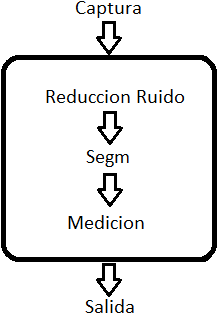


Ilustración 0‑1

Las fases que se plantearon para el siguiente trabajo son las siguientes:

1. Captura de las imágenes
2. Reducción de ruido
3. Segmentación
4. Medición

Cada una de estas fases, tiene una interfaz bien definida (se sabe que debe recibir, y qué devuelve como resultado), haciendo que sea flexible tanto poder cambiar una fase por otra, como también saltear fases si ya se tiene un resultado intermedio, y solo se requiere de las siguientes fases.

Esto hace que la herramienta pueda ser modificada o extendida en un futuro, sin necesidad de cambiar ninguna otra parte del código

## 4.2 Captura de las imágenes

[Averiguar máquina de Alejandro]  
Los exploradores de ultrasonido consisten en una consola que contiene una computadora y sistemas electrónicos, una pantalla de visualización para video, y un transductor que se utiliza para hacer la exploración.

El transductor es un dispositivo portátil pequeño que se asimila a un micrófono y que se encuentra conectado al explorador por medio de un cable. El transductor envía ondas acústicas inaudibles de alta frecuencia dentro del cuerpo y luego capta los ecos de retorno de los tejidos.

La imagen por ultrasonido es inmediatamente visible en una pantalla de visualización para video que se asemeja a un monitor de computadora. La imagen se crea en base a la amplitud (volumen), frecuencia (tono) y tiempo que le lleva a la señal ultra sonora en retornar desde el área del paciente que está siendo examinada hasta el transductor, como así también la composición del tejido del cuerpo y el tipo de estructura del cuerpo a través de la cual viaja el sonido.

Como resultado, se obtienen imágenes de la arteria carótida en formato BMP, de 800 x 652 pixeles como la siguiente:

[<http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1850-37482006000300014>]

[Imagen carótida]

## 4.3 Reducción de Ruido

El ruido en las imágenes es información no deseada, la cual contamina y degrada la misma. Existen diferentes tipos de ruidos, como puede ser ruido Gaussiano, ruido Impulsional o ruido uniforme (uniforme frecuencial y uniforme multiplicativo).

Las imágenes de ultrasonido presentan un tipo especial de ruido, llamado Speckle (de origen uniforme multiplicativo), el cual degrada significativamente la calidad de la imagen, aumentando de esta forma la dificultad de discriminar detalles finos durante su diagnóstico. Se dice que este ruido es de origen uniforme multiplicativo, ya que la señal obtenida es fruto de la multiplicación de dos señales: la imagen original, y una señal de ruido. Dependiendo de qué tan grande sea la señal de ruido, mayor será el deterioro en la imagen.

[SOURCE: <http://itzamna.bnct.ipn.mx/dspace/bitstream/123456789/8591/1/582.pdf>]

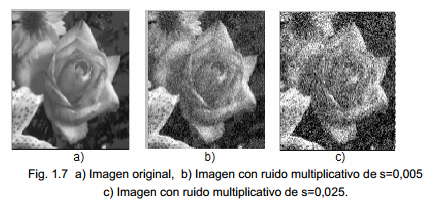


Ilustración 0‑2

Para poder aproximarnos a un filtro de reducción de ruido Speckle, se necesita saber modelar dicho ruido. Dicho modelo, tanto para imágenes de ultrasonido, como SAR, se puede aproximar  como un modelo multiplicativo. La imagen obtenida por el ultrasonido, puede ser definida por:

donde  representa al pixel con ruido, es el pixel libre de ruido, y representan el ruido multiplicativo y aditivo, respectivamente, y i,j son los índices en 2 dimensiones de la imagen, pertenecientes al espacio real. Como el factor de ruido aditivo, es significativamente menor que el multiplicativo, la fórmula [número formula] se puede reescribir de la siguiente manera:

Las técnicas de eliminación de ruido se basan en tratar de estimar la verdadera intensidad , en base a la intensidad , con la ayuda de estadísticas locales calculadas a partir de los valores próximos al pixel en cuestión (vecindad).

Este ruido también dificulta el procesado de las imágenes, como puede ser la segmentación y la detección de bordes, por lo cual es de suma importancia poder eliminar (o reducir significativamente) el mismo. Hay que tener sumo cuidado al realizar esta operación de eliminación de ruido, ya que no se debe eliminar información sensible a la imagen, es por esto que se deben calibrar los parámetros de los filtros para adaptarse a los diferentes tipos de imágenes.

Existen diferentes categorías de algoritmos para tratar de reducir el ruido en las imágenes de ultrasonido, como puede ser: filtros lineales, filtros no lineales, filtros anisótropos y filtros de wavelet [Referencia libro].

Los filtros lineales realizan una operación de convolución entre la imagen a ser filtrada, y una máscara. El principal inconveniente de estas técnicas es el enturbiamiento que se produce en las imágenes, provocando el difuminado de los bordes, por lo que tienen que ser utilizados con cierta precaución.

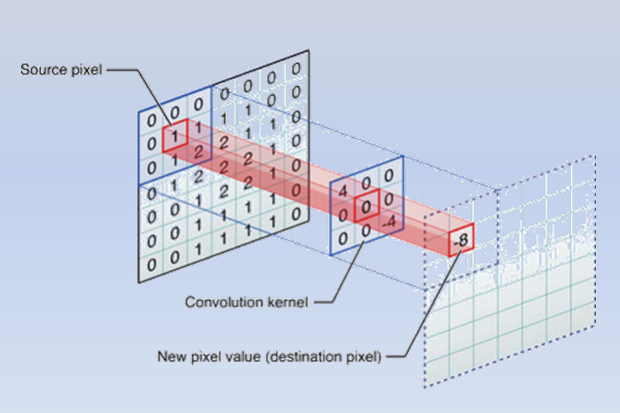


Ilustración 0‑3

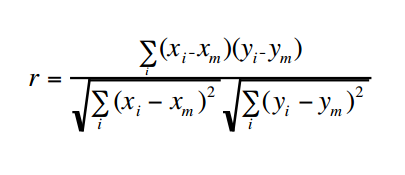
Al aplicar estas técnicas, como se mencionó anteriormente, existe un costo-beneficio entre la reducción de ruido que se obtiene y la pérdida de información en la imagen, es por eso, que hay que tener sumo cuidado al momento de elegir qué algoritmos utilizar.

A continuación, se analizarán diferentes métodos de reducción de ruido para imágenes de ultrasonido, para luego poder continuar la etapa siguiente de segmentación con imágenes más nítidas y claras.

Estos algoritmos fueron obtenidos de la bibliografía [LIBRO], pero su implementación estaba realizada en Matlab [<http://www.mathworks.com/products/matlab/>]. Para utilizarlos dentro de nuestra herramienta, fue necesario hacer una exportación de dicho código en Matlab, a Java (lenguaje utilizado por la herramienta propuesta). Realizar este cambio no fue tan sencillo, ya que al ser un lenguaje desarrollado para funciones matemáticas específicas, Matlab ya poseía algunas funciones propias de este lenguaje utilizadas dentro de los algoritmos, las cuales debimos implementar desde cero (selección de ROI’s(Región de Interés), cálculos estadísticos, etc.)

Como método de validación para el nuevo código generado, se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson, el cual es muy utilizado para la comparación entre imágenes. La principal ventaja de utilizar este método, es que condensa la comparación de 2 imágenes bidimensionales, a un solo escalar .

[SOURCE: <http://jps.anl.gov/vol.2/3-Correlation.pdf>]



Como resultado, si r = 1, quiere decir que ambas imágenes no presentan diferencia alguna (son idénticas). Si r = 0, el significado es que las imágenes no poseen ninguna relación alguna, y r = -1 significa que existe una correlación negativa perfecta, es decir, una imagen es el negativo de la otra.

Todos los algoritmos implementados en la herramienta, fueron validados mediante este método (implementación en Matlab), obteniendo valores casi perfectos (r= 0,99). Esta evidencia nos sirve como validación para los algoritmos propuestos a continuación.

### 4.3.1 Media

Este proceso de filtrado consiste en la aplicación a cada uno de los pixeles de la imagen de una matriz de filtrado de tamaño N x N (generalmente de 3x3, pero pueden ser valores mayores también) compuesta por números enteros, y que genera un nuevo valor mediante una función del valor original y de los píxeles circundantes. El resultado final se divide por un escalar, generalmente la suma de los coeficientes de ponderación.

[SOURCE: <http://www.um.es/geograf/sigmur/teledet/tema06.pdf>]

Hay que tener en cuenta que los bordes de la imagen no podrán procesarse, ya que la ventana de filtrado saldría fuera de la imagen. De este modo, se pierden N - 2 filas y N - 2 columnas, por cada lado de la imagen.

Para el filtro de la media, se le asigna al píxel central la media de todos los píxeles incluidos en la ventana. La matriz de filtrado estaría compuesta en su totalidad por unos, y el divisor será el número total de elementos de la matriz. (Referencia a la figura)

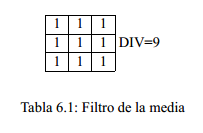


Ilustración 0‑4

### 4.3.2 Media Ponderada

En el filtro de la media ponderada, no todos los elementos de la matriz son unos, sino que se puede dar un peso específico a cada uno (en general se le da más peso al pixel del medio) para obtener un resultado más parecido a la imagen original, y evitar que la imagen final sea borrosa.

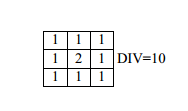


Ilustración 0‑5

Otro filtro ponderado comúnmente usado, es el que asigna mayor peso al pixel central que a sus vecinos, y a los vecinos de tipo cuatros que a los de tipo ocho, obteniendo una máscara como la siguiente:

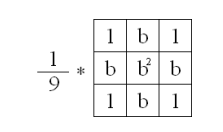


Ilustración 0‑6

### 4.3.3 Filtro Geométrico

Este filtro utiliza una técnica de reducción de ruido no lineal. Compara la intensidad del pixel central dentro de una ventana de 3x3 con sus ocho vecinos, y basándose en la intensidad de estos, se incrementa o decrementa la intensidad del pixel central, para que el mismo sea más representativo de sus alrededores.

Consta de un algoritmo iterativo, el cual presenta la siguiente forma:

1. Seleccionar una dirección, y asignarle valores a los pixeles.

Seleccionar la dirección norte-sur (NS) y los siguientes pixeles como a, b y c.

1. Realizar el ajuste del pixel

if a >= b + 2, then b = b + 1;

if a > b and b <= c, then b = b + 1;

if c > b and b <= a, then b = b + 1;

if c >= b + 2, then b = b + 1;

if a <= b - 2, then b = b - 1;

if a <  b and b >= c , then b = b - 1;

if c <  b and b >= a, then b = b - 1;

if c <= b - 2, then b = b - 1.

1. Repetir los pasos 1 y 2 para las siguientes direcciones: west-east (WE), west-north to southeast(WN-SE) y northeast to west-south (NE-WS) [Numero Imagen

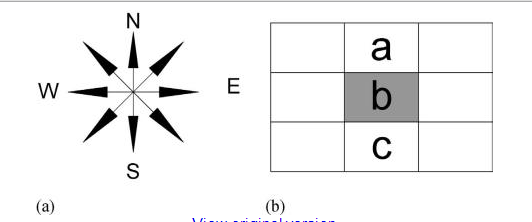


Ilustración 0‑7

## 4.4 Segmentación

[ACA AHORA SE DEBE ESCRIBIR ESPECIFICAMENTE COMO IMPLEMENTAMOS LO COMENTADO EN EL MARCO TEORICO]

## Medición

# 5. Bibliografía

[1] Molinari, F., Zeng, G., & Suri, J. S. (2010). “A state of the art review on intima–media thickness (IMT) measurement and wall segmentation techniques for carotid ultrasound”. *Computer methods and programs in biomedicine*, *100*(3), 201-221.

[2] Santana, D. B., Zocalo, Y. A., & Armentano, R. L. (2012). “Integrated e-Health approach based on vascular ultrasound and pulse wave analysis for asymptomatic atherosclerosis detection and cardiovascular risk stratification in the community”. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, *16*(2), 287-294.

[3] Sergio Chain, Hector L. Luciardi, Gabriela Feldman, Alfredo Valberdi (2005). “El espesor íntima-media carotídeo, un marcador de ateroesclerosis subclínica y riesgo cardiovascular. Importancia de su valoración y dificultades en su interpretación”. Publicación interna de la Universidad Nacional de Tucumán. [Online] Disponible: <http://www.fac.org.ar/1/revista/05v34n3/revision/revis02/chain.PDF>.

[4] Loizou, C. P., Pattichis, C. S., Christodoulou, C. I., Istepanian, R. S., Pantziaris, M., & Nicolaides, A. (2005). “Comparative evaluation of despeckle filtering in ultrasound imaging of the carotid artery”. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 52*(10), 1653-1669.

[5] McInerney, T., & Terzopoulos, D. (1999). T-snakes: Topology adaptive snakes. *Medical image analysis*, *4*(2), 73-91.

[6] Yang, X., He, W., Li, K., Jin, J., Zhang, X., Yuchi, M., & Ding, M. (2012). “A Review On Artery Wall Segmentation Techniques And Intima-Media Thickness Measurement For Carotid Ultrasound Images”. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*, *5*(01).

[7] Pignoli, P., Tremoli, E. L. E. N. A., Poli, A., Oreste, P. I. E. R. L. U. I. G. I., & Paoletti, R. (1986). Intimal plus medial thickness of the arterial wall: a direct measurement with ultrasound imaging. *Circulation*, *74*(6), 1399-1406.