

# Capítulo 1

## 1 Introducción

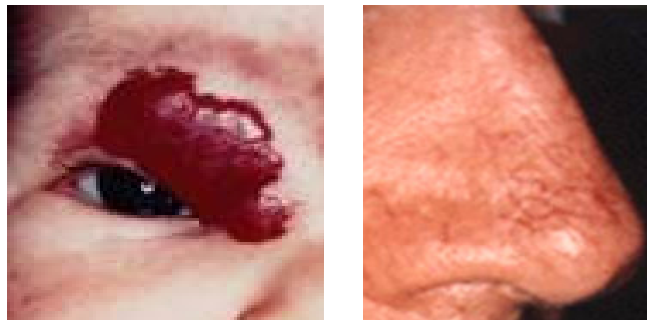
Dentro de los problemas sociales se encuentran los de salud y un caso específico de esto son las enfermedades vasculares. En muchas de estas enfermedades se presenta una formación irregular de vasos sanguíneos capilares. En un 10% de niños alrededor de un año de edad se presentan hemangiomas que pueden desaparecer parcial o totalmente alrededor de los doce años de edad. Los hemangiomas consisten en la proliferación benigna de vasos sanguíneos capilares en capas superficiales de la piel.

Los vasos capilares son el eslabón más pequeño del sistema circulatorio, son los encargados de llevar y recoger a la sangre a nivel celular, su pared consiste de una sola capa de células endoteliales que se unen en las bifurcaciones a las arteriolas y venulas de mayor diámetro. Están densamente esparcidos entre capas vasculares de células endoteliales.

En algunos casos es necesario realizar intervenciones para retirarlos tempranamente, por ejemplo los hemangiomas con complicaciones como sangrado recurrente, infección o ulceraciones. Otro caso son los que pueden provocar una distorsión anatómica permanente o comprometer el funcionamiento de algún órgano, como son los ojos y el sistema respiratorio o causar ulceraciones extendidas en la piel [1]. En la figura 1a se muestra un hemangioma en el ojo de un niño que podría comprometer el funcionamiento del mismo.

Otro caso son las telangiectancias asociadas con el envejecimiento, daño crónico por la luz del sol, cicatrices, malformaciones y acné “rosacea”, en las que los pacientes presentan vasos sanguíneos dilatados y superficiales. Uno de estos casos puede observarse en la figura 1b.

Este tipo de venas dilatadas aparecen también en personas que permanecen sentadas o paradas por prolongados periodos de tiempo, estas últimas son tratadas principalmente inyectando localmente una sustancia que destruye las células endoteliales. Sin embargo, en el caso de piel facial puede haber complicaciones por lo que junto con los hemangiomas el mejor tratamiento es por medio de cirugía láser [1].



a) b)

Figura 1 : Problemas vasculares a) hemangioma cerca del ojo en un bebe b) telangiectancias en la nariz

Este tipo de cirugías en general consisten en irradiar un haz láser en la sección del tejido afectado, que por absorción de la energía en los capilares, destruye las paredes de los mismos. Para tener información de la eficiencia del tratamiento es necesario un mapa de velocidades de microcirculación sanguínea de la zona antes y después de aplicar el haz láser.

Los tratamientos por cirugía láser producen resultados de dos a seis semanas, con aplicaciones repetidas, debido a que es necesario dejar pasar cierto tiempo para saber cuales fueron las venas (o vénulas) que fueron destruidas de acuerdo al tratamiento. Lo que alarga el tiempo total de recuperación. En la figura 2 se muestra una persona antes 2a y después del tratamiento de cirugía láser. Si fuese posible conocer los resultados inmediatos después del tratamiento se podría realizar un retoque antes de que aparezca inflamación en el tejido y así disminuir el tiempo total del tratamiento [1].

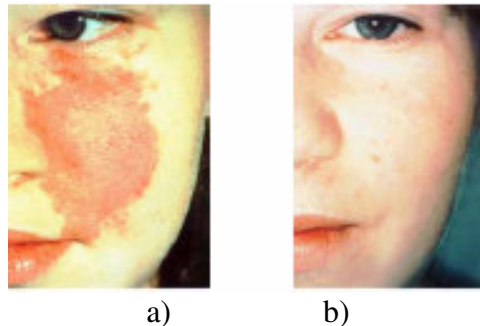


Figura 2: Mancha de Port Wine en el rostro: a) antes de tratamiento láser; b) después del tratamiento.

Algunas de las técnicas comunes en los centros de salud que se han utilizado para medir el flujo sanguíneo microcirculatorio son: medidores de flujo electromagnético, Tomografía Óptica Coherente, Resonancia Nuclear Magnética, Doppler Imaging y speckle Imaging.

En vasos sanguíneos grandes la velocidad de los glóbulos rojos puede medirse utilizando un medidor de flujo electromagnético, esto usando el hecho de que los glóbulos rojos están eléctricamente cargados. Sin embargo en el caso de los capilares la carga es demasiado pequeña y es necesario utilizar otros métodos.

Algunos de estos métodos son ópticos, observándose una célula roja en dos puntos diferentes del capilar con una distancia conocida, midiéndose el tiempo que tardan en recorrer dicha distancia se puede calcular su velocidad, esto se le conoce como el método de dos-cortes (two-slit method) [2]. La velocidad obtenida es una velocidad promedio, ya que en los vasos sanguíneos y capilares que tienen un diámetro mayor al de dos eritrocitos o más, la velocidad está diferenciada a lo largo de la sección transversal, siendo cercana a cero en la frontera, llegando a un máximo en el centro [2].

La Tomografía Óptica Coherente consiste en la generación de imágenes al realizarse una medición axial de la magnitud de la luz reflejada al hacer incidir una onda en el tejido. Al tener diferentes características de absorción y dispersión produce un retraso en la onda reflejada por lo que al comparar la luz reflejada con la incidente se tiene un tiempo de retraso (eco) a diferentes profundidades del tejido [1].

Para realizar una imagen se realizan mediciones axiales sucesivas en diferentes posiciones transversales. La principal deficiencia para imágenes de flujo sanguíneo es que no se pueden obtener imágenes de tejido superficial sino cortes de profundidad. Lo que no hace posible un análisis de las velocidades en los vasos sanguíneos [1]. Otra de las formas de obtener la velocidad sanguínea es utilizar resonancia nuclear magnética, sin embargo no es versátil para su uso en piel, además de tener un costo elevado [3]

Se mencionarán tres técnicas que se basan en el mismo principio cuyas variaciones se encuentran principalmente en la forma de detectar la señal, estas técnicas son espectrometría de conteo de fotones, Doppler y Speckle imaging (LSI).

Para entender el principio básico se hace una analogía con lo que sucede cuando se hace incidir un haz de luz coherente sobre una superficie rugosa. La luz es reflejada y esparcida en diferentes direcciones aleatorias, se da un proceso de interferencia que forma un patrón con manchas brillantes y oscuras llamado speckle, que depende de la concentración y velocidad de las partículas en la superficie rugosa [4]. La intensidad de la luz en un punto del patrón de speckle está dada por la suma de una cantidad muy grande de componentes reflejados o esparcidos a lo largo de la superficie.

Al dirigir un haz de luz coherente (o parcialmente coherente) sobre una muestra real de tejido, ésta será dispersada tanto por estructuras estáticas como por objetos que estén en movimiento. La penetración y dirección del esparcimiento de los fotones tendrá características y fluctuaciones aleatorias debido a que el tejido no tiene una estructura homogénea. Las células rojas no están distribuidas uniformemente, por otro lado tanto la piel como la sangre tienen índices de refracción y absorción variables [1,2,5,6].

El flujo de sangre en vasos individuales pueden medirse usando espectrometría de conteo de fotones. La técnica está basada en la difracción de un láser con longitud de onda  $\lambda$ , enfocado en un círculo con un diámetro aproximado de  $4.6\lambda$ . Se detecta la señal con un fotodetector que tiene una apertura mucho más pequeña que la de las motas de speckle dispersadas (speckle es un patrón de interferencia aleatoria). Las señales de intensidad son analizadas con un espectrómetro digital de frecuencias bajas o convertidas a señal digital para ser analizadas posteriormente [5].

Si se utiliza un análisis estadístico del patrón de speckle en un punto se estará utilizando la técnica Doppler [7,8]. La dispersión en los objetos que se mueven cambiará la frecuencia de la luz siguiendo el efecto Doppler. A diferencia de las regiones estáticas que no variarán la frecuencia de la onda. Si se detecta la luz que se refleja o dispersa del tejido al ser irradiada en diferentes puntos, se puede hacer un barrido para así obtener una imagen de velocidades por medio de estas variaciones de frecuencia [1].

Aunque la técnica Doppler es comúnmente utilizada y ha sido ampliamente estudiada, está limitada a casos donde los vasos sanguíneos están expuestos a la irradiación láser directamente o por medio de una fibra óptica. En la piel las células rojas son iluminadas a través de la piel que actúa como un dispersor por lo que la luz con corrimiento Doppler es detectada junto con la dispersión ocasionada por la piel, lo que causa que la fase en los campos de la luz sea completamente aleatoria [6]. Además solo proporciona información puntual y es necesario utilizar un aparato para realizar un barrido de la zona, lo que eleva su precio y el tiempo que el paciente debe permanecer inmóvil.

Otra de las técnicas para monitorear flujo en movimiento es “Laser speckle imaging” (LSI), que utiliza la luz esparcida por las partículas inmersas en el fluido o superficie. Esta técnica involucra el uso directo del efecto speckle ya que si los objetos a monitorear están en movimiento las manchas individuales de speckle correspondientes también se moverán y cambiarán de forma [7]. Lo que nos hace inducir que el patrón de speckle contiene información del movimiento real del fluido.

En el caso de tejido vivo y sangre que sería el análogo del movimiento de un fluido, el patrón de speckle varía aleatoriamente, tanto temporal como espacialmente [9]. La configuración experimental de LSI es muy simple y económica, un haz de luz de un láser expandido ilumina el área de interés y una cámara CCD captura la imagen correspondiente (llamada Imagen speckle).

En el caso de Laser Speckle imaging un parámetro importante es el contraste  $C$ , que está definido como la razón entre la desviación estándar  $\sigma$  de una muestra de intensidades de puntos de speckle entre su promedio en intensidad,

$$C = \frac{\sigma}{\langle I \rangle}. \quad (1)$$

Es importante mencionar que estos puntos deben cumplir con ciertos criterios como lo es el estar correlacionados [9,10,11,12].

Ya que el tratamiento estadístico de speckle está asociado con la correlación de la intensidad de la luz dispersada por la superficie, que para aplicaciones médicas es un tejido (como la piel), al realizar un análisis estadístico se puede conocer las propiedades de la piel como lo es la velocidad de flujo sanguíneo microcirculatorio en un capilar superficial [13]. Entre mayor es la velocidad de flujo sanguíneo, más rápidas son las fluctuaciones de intensidad y mayor el decremento del contraste. Posteriormente, software especializado convierte la imagen original en una imagen de contraste, la cual, a su vez, se transforma en una imagen o mapa de velocidades de flujo sanguíneo.

Sabiendo que la correlación de un haz de luz puede ser espacial y temporal [14], el tratamiento estadístico del contraste de speckle puede realizarse utilizando estos dos criterios. Se pueden encontrar en la literatura dos criterios para el tratamiento de las imágenes de speckle, en forma general toman una o más imágenes de speckle (real) y por medio de un cálculo computacional (y ciertos algoritmos) se procesan los datos para producir una imagen de contraste. Este procesamiento se puede hacer de forma espacial o de forma temporal [15].

El procesamiento espacial, consiste de un modelo de ventanas mediante el cual para cada píxel de una imagen de speckle, figura 3a, se realiza una máscara espacial que considere a sus vecinos inmediatos, formando un cuadrado de  $3 \times 3$  píxeles ( $5 \times 5$  o  $7 \times 7$ ), con los cuales se calcula el valor de contraste local, que será asignado en un nuevo arreglo al píxel correspondiente al centro del cuadro. Una vez realizado para un píxel se recorre la máscara por toda la imagen, con lo que se obtiene una imagen de contraste, figura 3b [9,11].

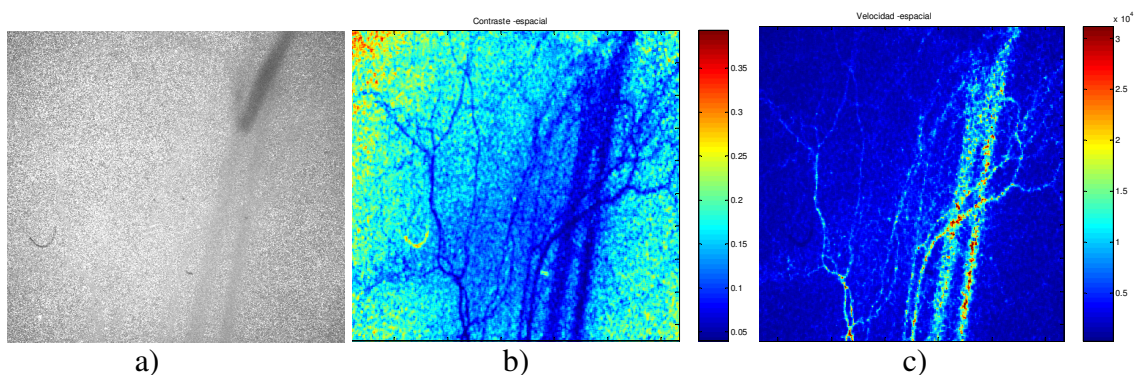


Figura 3: a) imagen de speckle b) la imagen de contraste c) la imagen de índice de perfusión.



La ventaja que presenta es que el tiempo de captura de la imagen y procesamiento es muy pequeño ya que solo es necesario tener una sola imagen de speckle. Sin embargo el uso de promediado por ventanas, decrementa la calidad de la imagen de contraste y por consecuencia su correspondiente imagen de índice de perfusión,  $3c$ , razón por la cual Cheng [12] recurrió al análisis temporal y realizó la estadística de forma temporal.

Para Cheng [12] es necesario tomar varias fotografías de speckle de la muestra a las que se les procesa fijando un píxel de manera espacial, promediando con su valor correspondiente para las diferentes imágenes, obteniendo así el valor del “contraste temporal para ese punto.