



INAOE

Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica.

**Diseño de maniquí sintético para la
calibración de sensores en un sistema
TIBS**

Por

Ing. Emilia Margarita Méndez Aguilar

Tesis sometida como requisito parcial
para obtener el grado de

**MAESTRÍA EN CIENCIAS
EN LA ESPECIALIDAD DE ÓPTICA**

Agosto 2012

Tonantzintla, Puebla

supervisada por:

Dr. Lothar Lilge

Senior Scientist, Ontario Cancer Institute
Professor and Grad Student Coordinator, Medical
Biophysics, University of Toronto

Dr. Julio César Ramírez San Juan

Investigador Titular del INAOE

©INAOE 2012

Derechos Reservados

El autor otorga al INAOE el permiso de reproducir y distribuir copias
de esta tesis en su totalidad o en partes mencionando la fuente.



ÍNDICE GENERAL

| | |
|---|----|
| RESUMEN | i |
| ABSTRACT | iv |
| AGRADECIMIENTOS..... | v |
| LISTA DE FIGURAS | vi |
| LISTA DE TABLAS..... | vi |
| CAPÍTULO 1 | |
| INTRODUCCIÓN..... | 1 |
| 1.1 Organización de tesis..... | 7 |
| CAPÍTULO 2 | |
| TÉCNICAS DE DETECCIÓN, PRE-DETECCIÓN Y EVALUACIÓN DE RIESGO DE CÁNCER DE MAMA | 8 |
| 2.1 Detección de Cáncer de mama..... | 8 |
| 2.1.1 Autoexploración..... | 8 |
| 2.1.2 Mamografía | 9 |
| 2.2 Procesos de pre-detección y evaluación de riesgos | 9 |
| 2.2.1 Análisis de impedancia eléctrica | 10 |
| 2.2.2 Termografía..... | 11 |
| 2.2.3 Elastografía | 12 |
| 2.2.4 Tomografía por emisión de positrones | 12 |
| 2.2.5 Aspirado de pezón | 13 |
| CAPÍTULO 3 | |
| INSTRUMENTACIÓN DEL SISTEMA..... | 18 |
| 3.1 Descripción del sistema. | 18 |
| 3.2 Componentes del sistema..... | 19 |
| 3.2.1 Fuente de luz: diodo láser | 20 |
| 3.2.3 Fotodetectores | 22 |
| 3.2.3.1 Fotodiodos p-i-n | 22 |
| 3.2.3.2 Fotodiodos de avalancha. | 23 |
| 3.2.4 Teoría y funcionamiento de una esfera integradora..... | 24 |

CAPÍTULO 4

| | |
|---|----|
| CALIBRACIÓN DEL SISTEMA..... | 27 |
| 4.1 Calibración vs Validación | 27 |
| 4.2 Objetivo de una calibración..... | 28 |
| 4.3 Calibración propuesta | 28 |
| 4.3.1 Código de Monte Carlo..... | 29 |
| 4.3.2 Simulaciones: ray tracing (ASAP)..... | 30 |

CAPÍTULO 5

| | |
|---|----|
| RESULTADOS | 34 |
| 5.1 Medición de reflectancia difusa de los materiales utilizados para la elaboración de la copa y del maniquí de seno. | 34 |
| 5.2 Resultados de simulaciones utilizando ASAP | 37 |
| 5.3 Ensamblado de los dispositivos optoelectrónicos en la copa..... | 41 |

CAPÍTULO 6

| | |
|----------------------------|----|
| CONCLUSIONES..... | 44 |
| 6.1 Trabajo a Futuro | 46 |
| REFERENCIAS | 47 |

RESUMEN

Espectroscopia por Transiluminación de Seno (TIBS por sus siglas en inglés) es una herramienta que se quiere implementar como un sistema de medición de riesgo de cáncer de mama, sobre todo en grupos de mujeres jóvenes.

Actualmente se cuenta con un sistema TIBS en Ontario Cancer Institute (OCI), pero viendo la necesidad de resolver el incremento de incidencia de cáncer, se busca optimizar el sistema haciendo varias modificaciones, con esto el sistema será más accesible.

Para que el sistema cuente con resultados lo más exactos y precisos posibles es necesario contar con un sistema de calibración.

Se diseñará un maniquí, el cual nos servirá como referencia para medir la responsividad de los diferentes detectores utilizados y con esto minimizar el error.

ABSTRACT

Transillumination Breast Spectroscopy (TIBS) is a tool to be implemented as a system for measuring breast cancer risk, especially in young women's groups.

Currently has a TIBS system in the Ontario Cancer Institute (OCI), but seeing the need the increasing incidence of cancer, it seeks to optimize the system by making several changes, with this the system will be more accessible.

In order for the system have results more accurate and precise is necessary to have a calibration system.

He designed a phantom, which will serve as a reference for measuring responsivity of different detectors used and thereby minimize the error.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Julio Cesar Ramírez San Juan San por el apoyo, la confianza y la paciencia que siempre ha tenido al trabajar conmigo.

Al Dr. Lothar Lilge por el apoyo incondicional a lo largo de toda mi permanencia en Toronto.

A Noemi Jasmin Salazar Hermenegildo por ayudarme en este proyecto, y por qué nunca dejaste que me desanimará durante mi permanencia en Toronto.

A Daniel Huynh, Benjamin Lai, Elena Renzhiglova, Jane Walter, Brenda Ornelas por apoyarme y ensañarme lo necesario para poder realizar mi proyecto de manera exitosa.

A cada uno de mis compañeros de la maestría, pero en especial a: Omar, Susi, Rafa, Toño, Ángel. Ya que más que compañeros encontré en ustedes unos grandes amigos. Sin ustedes esta maestría no hubiera sido lo mismo.

Al INAOE, Conacyt, Princess Margaret Hospital, por brindarme las herramientas necesarias para mi crecimiento profesional.

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 1

| | |
|---|---|
| Figura 1. 1 Incidencia y mortalidad mundial por cáncer en mujeres. | 1 |
| Figura 1. 2 Incidencia de cáncer de mama en algunos países. | 4 |

CAPÍTULO 2

| | |
|---|----|
| Figura 2.1 Mamografía estándar..... | 9 |
| Figura 2.2 Análisis de impedancia eléctrica..... | 10 |
| Figura 2.4 Elastografía..... | 12 |
| Figura 2.5 Tomografía por emisión de positrones..... | 13 |
| Figura 2. 6 Aspirado de pezón [24]..... | 14 |
| Figura 2.7 Espectro de los principales cromóforos [27]. | 15 |
| Figura 2.8 a) Sistema TIBS, b) Puntos de medición de transmitancia en el seno | 16 |

CAPÍTULO 3

| | |
|---|----|
| Figura 3.1 Copa propuesta para uso en el nuevo sistema TIBS..... | 19 |
| Figura 3. 2 Espectro de absorción de los cromóforos más importantes en el tejido del seno. | 21 |
| Figura 3. 3 a) Fotodiodo tipo p-i-n modelo S8746-01, b) Respuesta espectral. | 23 |
| 24 | |
| Figura 3. 4 a) Fotodiodo tipo APD modelo C5460, b) Respuesta espectral.. | 24 |
| Figura 3. 5 Esquema general de una esfera integradora..... | 25 |
| Figura 3. 6 Grafica de la reflectancia utilizando esfera integradora. | 25 |

CAPÍTULO 4

| | |
|---|----|
| Figura 4.1 Estructura de seno empleado en las simulaciones en Código de Monte Carlo..... | 30 |
| Figura 4.3 Sistema para medir propiedades de reflexión difusa mediante una esfera integradora | 32 |
| Figura 4.4 Modelo de la copa realizada en ASAP..... | 33 |

CAPÍTULO 5

| | |
|--|----|
| Figura 5. 1 Piezas con las que se realizaron las mediciones de reflectancia difusa, a) pieza empleada para la fabricación de la copa b) pieza empleada para la fabricación del maniquí. | 35 |
| Figura 5. 2 Gráfica de reflectancia del material de la copa. | 35 |
| Figura 5. 3 Gráfica de reflectancia del material para la elaboración del maniquí..... | 36 |
| Figura 5. 4 Esquema de uno de los maniquís..... | 37 |
| Figura 5. 5 Modelo de la copa con baffle en forma de semicírculo en ASAP | 38 |
| Figura 5. 6 Modelo de la copa con baffle en forma de triángulo en ASAP . | 39 |
| Figura 5. 7 Modelo de la copa con baffle en forma de trapecoide ASAP. | 39 |
| Figura 5. 9 Diseño final de baffle, se especifican dimensiones finales. | 41 |
| Figura 5. 10 Copa con sensores y conectores ensamblados a) cara externa de la copa b) cara interna de la copa. | 42 |
| Figura 5. 11 Sistema TIBS actual a) vista frontal b) vista posterior..... | 43 |

LISTA DE TABLAS

| | |
|---|----|
| Tabla 1.1 Posibilidades de supervivencia de pacientes de cáncer de mama para cada etapa. | 3 |
| Tabla 1.2 Porcentaje promedio de diagnostico [7] | 3 |
| Tabla 1. 3 Resumen de los principales factores de riesgo de cáncer de mama | 5 |
| Tabla 3. 2 Propiedades de la fibra FT 600EMT | 21 |
| Tabla 4. 1 Propiedades ópticas del seno | 29 |

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es actualmente uno de los padecimientos de mayor frecuencia entre las mujeres del mundo cuya tasa de incidencia y mortalidad varía en relación con el área geográfica y las condiciones de vida [1]. El cáncer se ubica como la principal causa de mortalidad de mujeres en el mundo con 7.6 millones de defunciones (aproximadamente 13% del total ocurridas en 2008), de éstas, 460 000 se debieron a fallecimientos por cáncer de mama, lo que lo sitúa entre los tipos de cáncer que cobran más vidas alrededor del mundo (Figura 1.1)[2].

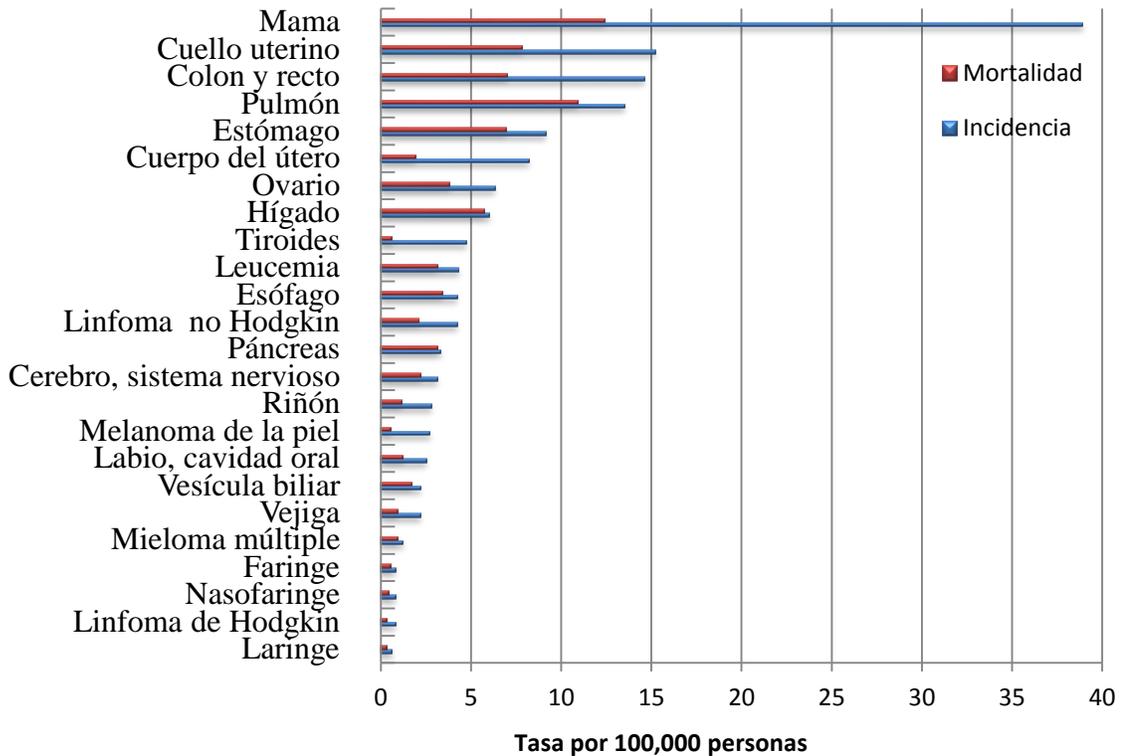


Figura 1. 1 Incidencia y mortalidad mundial por cáncer en mujeres. Organización Mundial de la Salud.

En los países en desarrollo, como México, la incidencia y la mortalidad por cáncer se han incrementado de manera notoria debido al envejecimiento poblacional, los cambios en los patrones reproductivos. Y una mayor exposición a los factores de riesgo, así como el problema para el acceso oportuno a la detección, el diagnóstico temprano y el tratamiento adecuado [3].

La tasa de mortalidad por cáncer de mama se elevó en mujeres mexicanas mayores de 25 años México de 13.6 por cada 100,000 en 1990 a 14.58 por cada 100,000 en el 2001 [4].

El cáncer de mama se divide en 5 etapas siendo la etapa I la de menos gravedad y la etapa IV la más grave. [5].

La etapa 0 o también llamada in situ, corresponde cuando las células cancerígenas solo se extienden por parte del tejido ductal o lobular de la mama. El lobular in situ, aunque no es un verdadero cáncer, supone una predisposición a desarrollarlo; el ductal in situ ya se considera un tipo de cáncer[6].

En la etapa I el tamaño del nódulo cancerígeno es menor a dos centímetros y no hay extensión a otros tejidos[6].

En la etapa II el tamaño del tumor es menor de dos centímetros y se ha extendido a los ganglios de la axila, o es mayor de 2 cm y menor de 5 cm con o sin diseminación a los ganglios de la axila[6].

En la etapa III, el nódulo canceroso es menor de 5cm pero se ha extendido a los ganglios de la axila que se encuentran cercanos entre sí a otras estructuras. Si es mayor de 5 centímetros tiene diseminación axilar[6].

En la etapa IV las células cancerosas se han dispersado a otros tejidos del cuerpo, también localmente a la piel y a los ganglios linfáticos del cuello y clavícula[6].

A continuación se muestra en la Tabla 1.1 cuales son las posibilidades de supervivencia según la etapa de detección del cáncer de mama.

Tabla 1.1 Posibilidades de supervivencia de pacientes de cáncer de mama para cada etapa.

| Etapa | Posibilidad de supervivencia |
|-----------|------------------------------|
| Etapa 0 | 95% |
| Etapa I | 88% |
| Etapa II | 66% |
| Etapa III | 36% |
| Etapa IV | 7% |

El porcentaje promedio de diagnósticos en México, de acuerdo con la etapa clínica, es el siguiente[7]:

Tabla 1.2 Porcentaje promedio de diagnóstico [7]

| Etapa | Porcentaje promedio de diagnóstico |
|-----------------|------------------------------------|
| Etapa 0 y I | 7.4% |
| Etapa II | 34.4% |
| Etapa III y IV | 42.1% |
| No clasificable | 16.1% |

El panorama de esta patología en la población mexicana se ha convertido en un gran problema de salud pública ya que llegó a ser la primera causa de mortalidad por cáncer en mujeres, debido a que la mayor parte de los casos se diagnosticaron en fases avanzadas y como se puede ver en la Tabla 1.1 se tienen bajas expectativas de supervivencia.

Respecto de otros países desarrollados (Figura 1.2), la incidencia en México aún está por debajo de la correspondiente, por lo que se deben tomar medidas preventivas para no llegar a las mismas cifras.

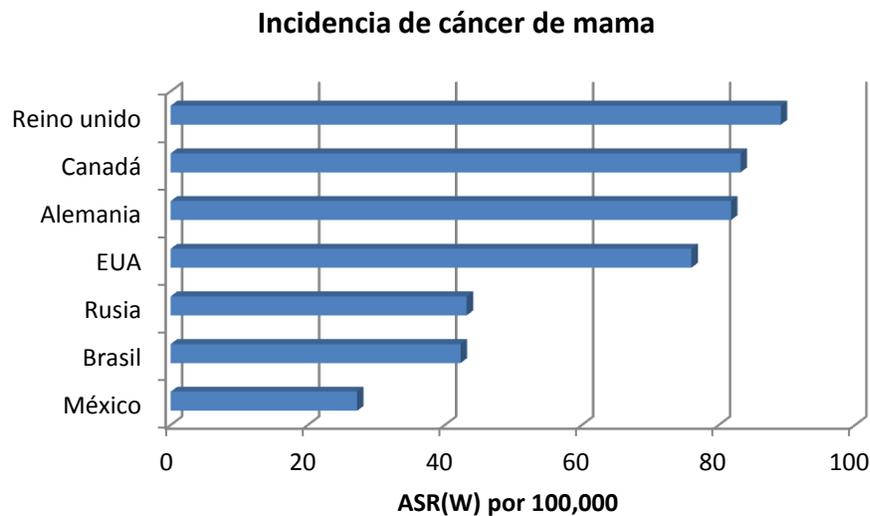


Figura 1. 2 Incidencia de cáncer de mama en algunos países[1].

Los principales factores de riesgo conocidos están asociados a la edad, exposición prolongada a estrógenos, indicadores de estilos de vida, patrones reproductivos, mutación de genes BRCA1 y/o BRCA2, algunos de estos factores resultan difíciles de modificar. En la Tabla 1.3 se presenta un resumen de estos factores de riesgo[8]. Reducir la mortalidad requiere, entonces, mejorar la detección temprana y las estrategias de tratamiento.

Tabla 1. 3 Resumen de los principales factores de riesgo de cáncer de mama

| Factor | Grupo de alto riesgo |
|---------------------------------------|--|
| Edad | Mayores edades |
| Localización geográfica | Países desarrollados |
| Edad inicio de menarquía | Menarquía antes de 11 años |
| Edad inicio de menopausia | Menopausia después de 54 años |
| Edad de primer embarazo a termino | Primer hijo después de los 35 |
| Historial familiar | Cáncer de mama antes de la menopausia familiar de 1er grado Alteraciones en genes BRCA1 o BRCA2 |
| Antecedentes de enfermedades benignas | Hiperplasia atípica |
| Grupo socio-económico | Grupos I y II (Altos) |
| Dieta | Alta ingesta de grasas saturadas |
| Consumo de Alcohol | Ingesta excesiva |
| Exposición a radiación ionizante | Exposición anormal en mujeres adolescentes |

En la actualidad existen técnicas que nos sirven para la detección de cáncer de mamá, tales como: la autoexploración y la mamografía. Desafortunadamente estas técnicas no garantizan la detección de cáncer de mama en sus primeras etapas. Algunas otras técnicas, de las cuales hablaremos en el siguiente capítulo, se enfocan en la pre-detección y

evaluación de riesgo, por ejemplo: análisis de impedancia eléctrica, termografía, elastografía, tomografía por emisión de positrones, aspirado de pezón y espectroscopia de transiluminación de seno.

Actualmente en el Ontario Cancer Institute (OCI, Princess Margaret Hospital, Toronto, Canadá) se desarrolla y emplea la técnica de Espectroscopia de Transiluminación de seno (TIBS por sus siglas en inglés), como una herramienta para la evaluación de riesgo de cáncer de mama. Con esta técnica se busca que las mujeres jóvenes puedan tener acceso a una evaluación de riesgo de cáncer de mama no-ionizante y con esto reducir la incidencia de casos.

El sistema TIBS se caracteriza por su:

- Bajo costo
- Facilidad de uso
- Alto rendimiento
- Y Mediciones rápidas

En el OCI se construye actualmente un nuevo sistema TIBS, para poder alcanzar las características arriba mencionadas se plantearon algunos objetivos en los cuales se centrará esta tesis, en particular:

- Parte de la Instrumentación del sistema: montaje de sensores dentro de la copa, ensamble de la fibra óptica con los diodos láser, montar sistema de ventilación y las conexiones necesarias a fuentes de alimentación.

- Procedimiento de calibración del sistema basado en TIBS para el diseño de un maniquí sintético a base de silicón con las propiedades ópticas de seno. Este maniquí se utilizará para ajustar la responsividad de los diferentes detectores.

Para alcanzar los objetivos antes mencionados, este trabajo de tesis está organizado de la siguiente manera:

1.1 Organización de tesis

Capítulo 2: Se describen algunas técnicas empleadas en, pre-detección, detección y evaluación de riesgo de cáncer de mama.

Capítulo 3: En este capítulo se da una descripción y explicación de los dispositivos optoelectrónicos utilizados en la construcción y caracterización del nuevo sistema TIBS en construcción en el OCI.

Capítulo 4: Se revisan los conceptos de validación y calibración. Se detalla la calibración propuesta y se hace una descripción del tipo de simulaciones a realizar.

Capítulo 5: En este capítulo se hace un análisis de los resultados obtenidos experimentalmente y los obtenidos mediante las simulaciones con los que se diseñó el maniquí sintético para la calibración del sistema.

CAPÍTULO 2

TÉCNICAS DE DETECCIÓN, PRE-DETECCIÓN Y EVALUACIÓN DE RIESGO DE CÁNCER DE MAMA

Una de las prioridades de la investigación biomédica es la generación de técnicas que nos permitan reducir la incidencia de cáncer de mama. Se debe poner un mayor énfasis en la detección de etapas tempranas ya que en estas se tienen mayores posibilidades de sobrevivencia (ver Tabla 1.1) y los costos para las instituciones públicas se reducirán

2.1 Detección de Cáncer de mama

Existen en la actualidad métodos que nos sirven para la detección de cáncer de mama, algunos de estos son: la autoexploración y la mamografía.

2.1.1 Autoexploración

La autoexploración mamaria o autoexamen es una técnica en la que se buscan cambios en la apariencia de los senos, esto funciona a través de la palpación y observación de cambios en la tonalidad de la piel [9].

Algunos estudios [8] han encontrado que la autoexploración permite una detección de hasta el 50% de lesiones no vistas en mamografías. La autoexploración debe ser un examen complementario a la mamografía, ya que la técnica de autoexploración llega a ser muy subjetiva y depende

mucho del autoconocimiento de la mujer sobre su cuerpo. La sensibilidad de la mamografía y la exploración física sumarían el 75% [8].

2.1.2 Mamografía

La mamografía es el estudio radiológico en el cual se utiliza radiación ionizante en dosis pequeñas [9].

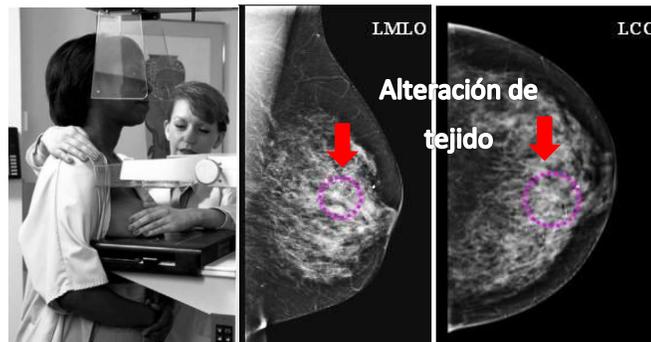


Figura 2.1 Mamografía estándar. Se muestra la imagen de una mamografía en vista craneocaudal mama izquierda (LCC) y vista oblicua medio lateral mama izquierda (LMLO)[10].

Esta técnica busca visualizar lesiones no palpables, calcificaciones, asimetrías de la densidad, y/o distorsión de la arquitectura de la mama (Figura 2.1).

En los centros de salud se utiliza para detectar y diagnosticar cáncer de mama [8]. Esta técnica se realiza solo a mujeres mayores de 40 años, por lo cual, las mujeres jóvenes se convierten en un grupo vulnerable.

2.2 Procesos de pre-detección y evaluación de riesgos

Algunas pruebas de pre-detección y evaluación de riesgo han demostrado ser útiles al detectar el cáncer en etapas tempranas. Muchas de estas técnicas aún se encuentran bajo investigación, algunas de ellas son:

2.2.1 Análisis de impedancia eléctrica

El análisis de impedancia eléctrica es una nueva herramienta que se emplea para identificar cambios en las propiedades dieléctricas del seno con alguna alteración maligna[11], las células de cáncer tienen alteraciones en sus propiedades dieléctricas bajando su impedancia eléctrica comparada con las células normales[12]. Sin embargo, la discriminación de tumores malignos de lesiones benignas no es eficiente y requiere de mayor investigación. Esta técnica no es muy precisa ya que descarta muchas variables que influyen en el resultado final[13], por ejemplo, la cantidad de agua que se haya consumido antes de realizar el estudio. El agua que hay en el cuerpo es buena conductora de electricidad, por lo que distorsiona el resultado. En la Figura 2.2 se muestra un esquema de la aplicación de esta técnica en el seno.

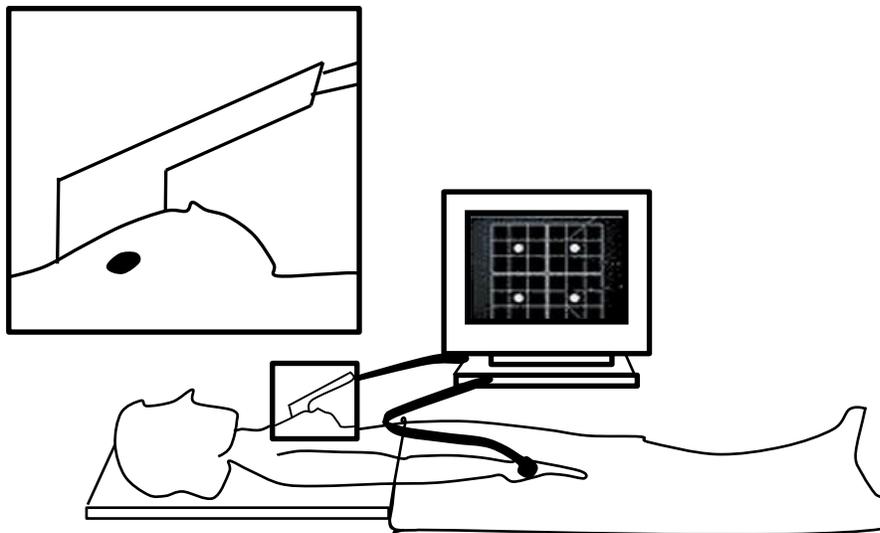


Figura 2.2 Análisis de impedancia eléctrica, un voltaje constante se aplica entre el electrodo de mano y el conjunto de electrodos de la sonda. Una lesión maligna provoca una mayor densidad de corriente que puede ser

detectado por la sonda. La lesión se muestra como un punto focal brillante en mapas de conductancia y capacitancia [14].

2.2.2 Termografía

Esta técnica se basa en el aumento de la temperatura de la superficie del seno debido a los cambios en la actividad metabólica y la circulación vascular del área que rodea a un cáncer de mama. La circulación sanguínea aumenta alrededor de los tumores cancerosos, lo que ocasiona el incremento del tamaño de los vasos sanguíneos existentes. Se utilizan cámaras infrarrojas ultrasensibles para detectar estos cambios de temperatura (Figura 2.3) los cuales son analizados mediante un software especializado produciendo imágenes de alta resolución. Debido a la extrema sensibilidad, las variaciones de temperatura pueden detectar los primeros signos de cáncer de mama y/o estados pre-cancerosos [15].

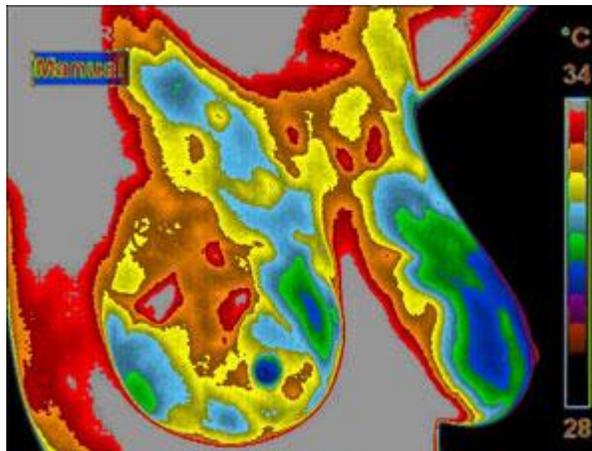


Figura 2.3 Termografía de seno, esta imagen muestra el pecho derecho con una zona de la protuberancia directamente frente al detector de IR. El aumento de calor y la vascularización es muy evidente, lo que nos proporciona información en la que existe una alteración en el tejido del seno [16].

2.2.3 Elastografía

Esta técnica mide la elasticidad, consistencia y dureza relativa del seno de manera no invasiva. La imagen elastográfica se obtiene con un ecógrafo y una sonda que se coloca en la zona a estudiar, posteriormente, mediante software especializado se analiza las diferencias entre las imágenes del seno antes y después de una compresión (Figura 2.4). Cuando la dureza y la elasticidad del seno aumentan o disminuyen respecto a los valores promedio (respecto de la edad), entonces la probabilidad de malignidad es mayor [17], [18].

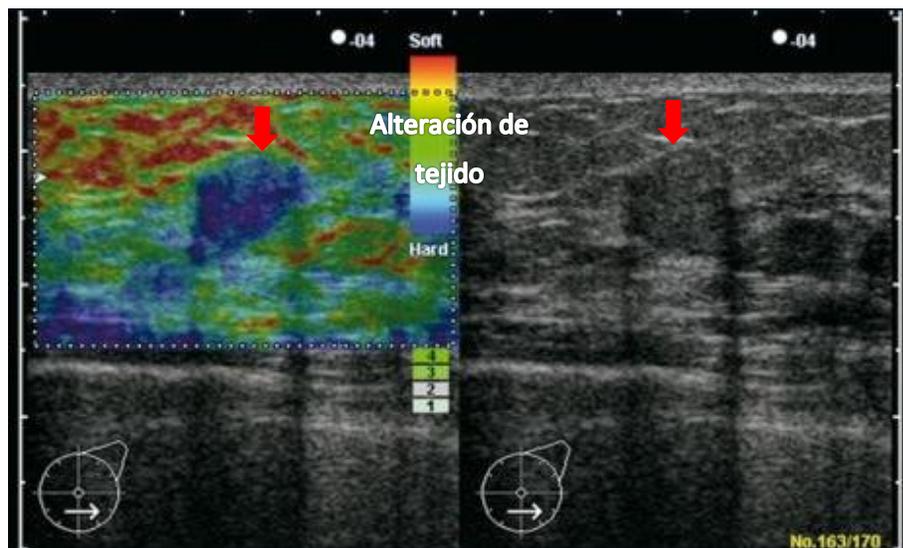


Figura 2.4 Elastografía, esta imagen se aprecia que la dureza es mucho mayor en un área del tejido (zona azul) lo que en los estándares utilizados se puede considerar como una alteración en el tejido del seno [19].

2.2.4 Tomografía por emisión de positrones

En la tomografía por emisión de positrones (PET por sus siglas en inglés), se inyecta un químico (marcador) por vía intravenosa. Éste viaja por el torrente sanguíneo y se acumula en órganos y tejidos. Posteriormente se

escanea, se detectan señales del marcador y se procesan los datos para obtener las imágenes tridimensionales con las que el médico puede dar un diagnóstico (Figura 2.5).

El costoso equipamiento y los requisitos para su funcionamiento hacen del PET una técnica de alto costo. Aun así en algunos casos se valora el costo-beneficio, ya que con esta técnica se pueden evitar procedimientos innecesarios como la biopsia [20], [21].

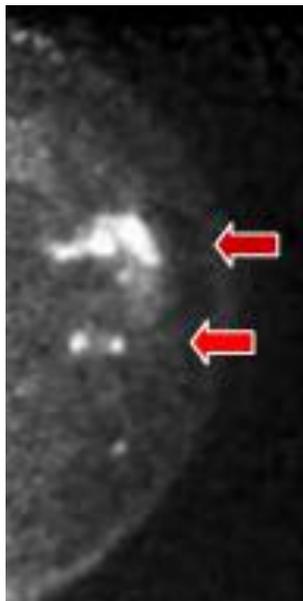


Figura 2.5 Tomografía por emisión de positrones, en la imagen se puede apreciar que la zonas señaladas con las flechas rojas (área brillante) se puede considerar una alteración en el tejido de la mama [22].

2.2.5 Aspirado de pezón

Es una técnica no-invasiva que consiste en extraer una muestra de fluido del pezón. El líquido aspirado contiene células que se desprenden del revestimiento del conducto del seno. Para la extracción del líquido se utiliza un extractor de leche modificado. Esta técnica comprende 5 pasos básicos (Figura 2.6):

- 1.-Preparación del seno
- 2.-Ajuste de la copa al seno
- 3.-Succión y ciclo de calentamiento
- 4.-Ciclo de compresión
- 5.- Obtención de muestras de líquido Posteriormente este líquido se analiza en un microscopio y se determina si las células son cancerígenas [23].

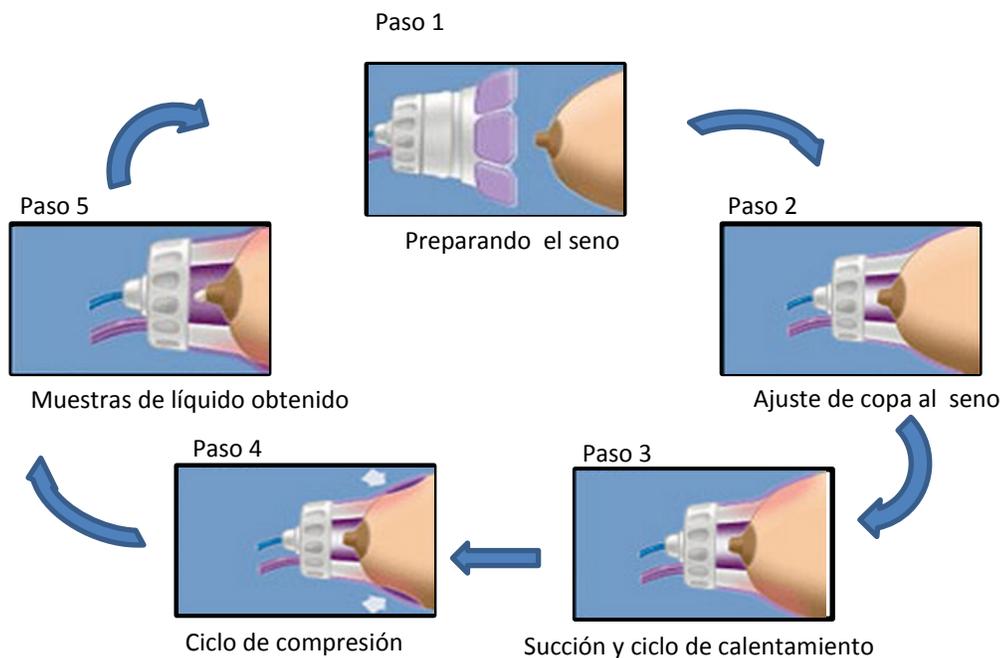


Figura 2. 6 Aspirado de pezón [24]

2.2.6 Espectroscopia por Transiluminación de Seno

La espectroscopia por transiluminación de seno (TIBS por sus siglas en inglés) es una técnica no invasiva que proporciona información sobre la densidad y la composición del tejido mamario [25]. Comparada con la mamografía, TIBS utiliza luz visible no ionizante e IR cercano y puede ser

usada en mujeres jóvenes [26]. No es necesario utilizar placas compresoras de seno y cada medición se toma en 15 segundos aproximadamente. Adicionalmente no se requiere de una capacitación especial para su uso, el dispositivo y la examinación pueden estar disponibles a un costo menor que la mamografía. El tejido del seno es un medio altamente espesor cuya absorción es relativamente baja a longitudes de onda en el rango del IR cercano (Figura 2.7), permitiendo suficiente penetración de luz para detectar la señal a través de hasta 7cm de tejido, manteniendo la potencia de incidencia por debajo de las normas oficiales para la exposición de la luz en la piel.

Diferentes estudios usan tecnología de IR cercano para examinar el tejido del seno, los resultados de la composición de tejido sano son bastante consistentes. En el espectro del infrarrojo cercano, los principales cromóforos son: agua, lípidos, colágeno y hemoglobina oxigenada (HbO_2) y desoxigenada (Hb), cuyo espectro de absorción se muestra en la Figura 2.7.

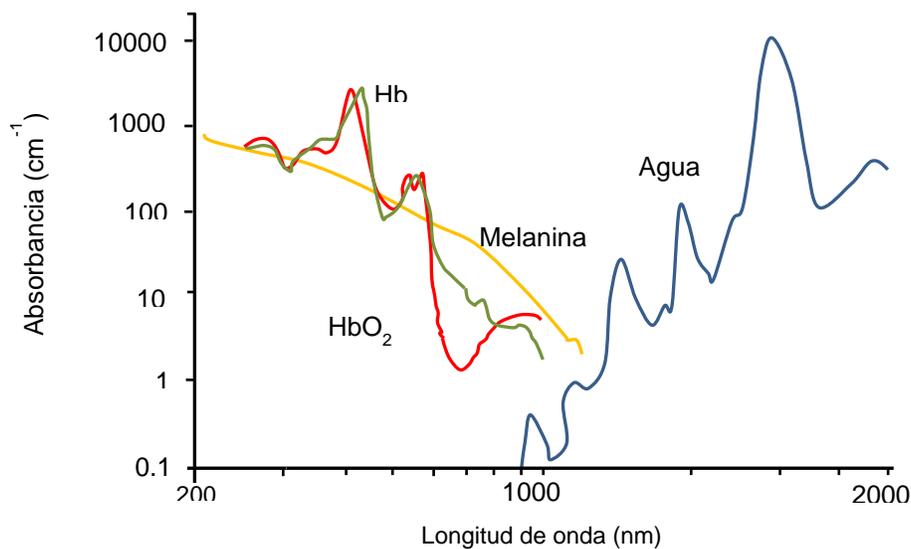


Figura 2.7 Espectro de los principales cromóforos [27].

La atenuación de luz en tejido debido a la absorción es proporcional a la concentración de cada cromóforo dentro del tejido y el camino óptico de la luz [28].

En el laboratorio del OCI a cargo del Dr. Lothar Lilge, se cuenta con un sistema TIBS, actualmente emplea como fuente de luz una lámpara de halógeno (500nm-1300nm) de 200mW de potencia, la luz es acoplada a un haz de fibra óptica y el otro extremo de la fibra es colocado sobre la piel del seno. La luz transmitida es dirigida por el segundo haz para la detección por un espectrómetro (Fig. 2.8a). Las medidas de transmitancia se hacen en cuatro diferentes puntos: en el centro y en el borde medio y lateral cerca del musculo pectoral y en la parte distal a 1 cm aproximadamente por detrás del pezón (Fig. 2.8b). Los espectros obtenidos son analizados mediante un análisis de componentes principales [29].

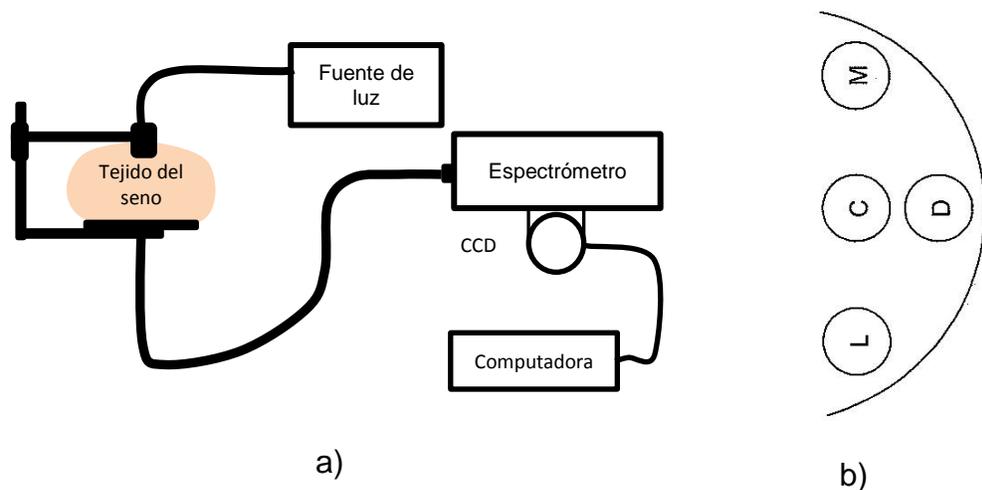


Figura 2.8 a) Sistema TIBS, b) Puntos de medición de transmitancia en el seno

El análisis de componentes principales (PCA por sus siglas en inglés) es una técnica que se utiliza para reducir las dimensiones de un conjunto de datos, se emplea sobre todo en el análisis exploratorio de datos y para producir modelos predictivos [30].

Con el sistema TIBS se pretende tener una herramienta de estimación de riesgo y /o una técnica de monitoreo, por tal razón se busca ir mejorando el sistema. Algunos de los cambios que se proponen para el nuevo sistema TIBS es cambiar la luz de banda ancha por diodos laser que trabajen en un ciclo a través de una secuencia y la CCD por fotosensores

CAPÍTULO 3

INSTRUMENTACIÓN DEL SISTEMA

En este capítulo se describen los componentes de hardware necesarios para adquirir el espectro de reflectancia de la piel mediante el sistema TIBS y se justifica la selección de estos.

3.1 Descripción del sistema.

Mediciones en la composición del seno en una población grande de mujeres jóvenes, pueden ayudar a establecer los rangos “normales” para la composición del tejido mamario, estas mediciones contemplan cambios fisiológicos (embarazo, periodo de menstruación, edad, etc.), lo que permite la evaluación de riesgos cada vez más temprano. A fin de facilitar dichas pruebas a gran escala se proponen tres modificaciones en el sistema actual de TIBS, las cuales constituyen parte de los objetivos centrales de esta tesis:

1.- Se propone cambiar la lámpara de halógeno por varios diodos láser de diferentes longitudes de onda (Tabla 3.1) programados en una secuencia de encendido y apagado. Con este cambio ya no es necesario usar un espectrómetro.

2.- Se propone el montaje de las fuentes de luz y fotodetectores en una pieza en forma de copa, la cual se colocará el seno (Figura 3.1). La fuente de luz y sensores quedan fijos por lo que ya no será necesario mover la fuente de luz en diferentes posiciones del seno. Esta modificación nos brinda algunas

ventajas como: aumentará la rapidez en la obtención del espectro, el tiempo de análisis se reducirá (5min) y será más cómodo para la paciente. Debido a la forma y la colocación de la copa, habrá una contribución del volumen del seno en un 90% por lo que no se perderá información espectral.

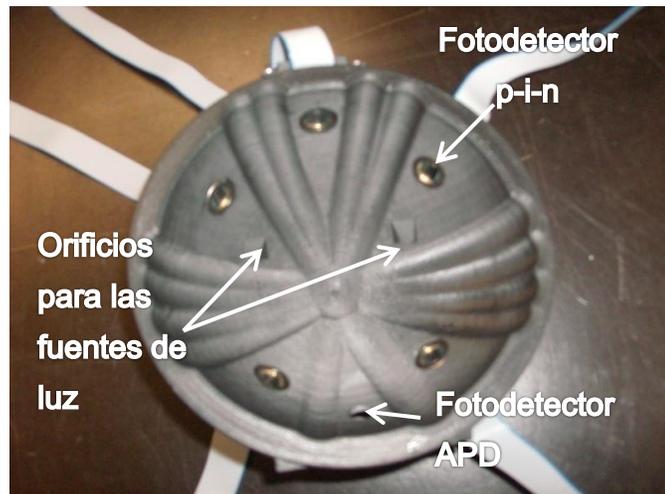


Figura 3.1 Copa propuesta para uso en el nuevo sistema TIBS, nótese la posición de los foto detectores tipo p-i-n, del detector de avalancha y los orificios para las fuentes de luz.

3.- Un aspecto importante es la calibración del sistema TIBS. Esta se llevará a cabo con un maniquí sintético a base de silicón con propiedades de esparcimiento similares a las del seno. Se empezará haciendo el diseño del maniquí para posteriormente se pueda ajustar la responsividad de los diferentes detectores.

3.2 Componentes del sistema

A continuación se describen los componentes que se utilizaron para la modificación del sistema TIBS.

3.2.1 Fuente de luz: diodo láser

El nuevo modelo del sistema TIBS cuenta con 26 diodos láser de fibra óptica con 13 longitudes de onda diferentes (Tabla 3.1, dos diodos láser por cada longitud de onda). Las longitudes de ondas seleccionadas están basadas en los máximos y mínimos de los componentes principales de todo el análisis espectral [31] capturando los picos de absorción de los cuatro cromóforos principales (Figura 3.2) para identificar la composición del tejido mamario, lo cual es un indicativo de riesgo de cáncer de seno.

Tabla 3.1 Foto detectores seleccionados

| Longitud de onda (nm) | Potencia (mW) | Modelo | Fabricante |
|-----------------------|---------------|--------------------|------------------------|
| 658 | 80 | WSLD-650-080M-1 | Wavespectrum laser inc |
| 685 | 30 | QL68I6S | Roithner Laser Technik |
| 730 | 10 | RLT730-10MG | Roithner Laser Technik |
| 763 | 10 | RLT_7610MG | Roithner Laser Technik |
| 785 | 90 | ADL_78901TX | Wavespectrum laser inc |
| 808 | 200 | ADL_80Y04TZ_1 | Roithner Laser Technik |
| 830 | 30 | WSLD-830-030m-1-PD | Wavespectrum laser inc |
| 880 | 10 | WSLD-880-010m-1-PD | Wavespectrum laser inc |
| 905 | 30 | RLT904_30MG | Roithner Laser Technik |
| 925 | 5 | RLT925_5mg | Roithner Laser Technik |
| 960 | 30 | RLT960-30MG | Roithner Laser Technik |
| 980 | 50 | S9850MBA | Roithner Laser Technik |
| 1050 | 500 | RLT1050M-500G | Roithner Laser Technik |

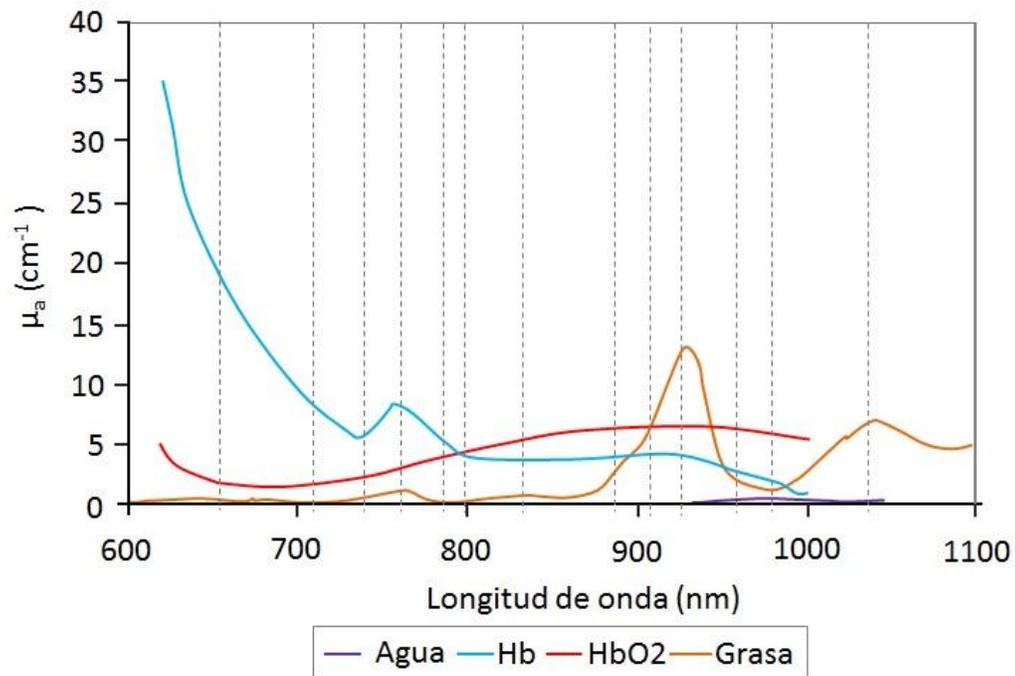


Figura 3. 2 Espectro de absorción de los cromóforos más importantes en el tejido del seno. Las líneas discontinuas indican las longitudes de onda seleccionadas para la reducción del contenido espectral del sistema TIBS[31].

El conjunto de las 13 fibras (una para cada longitud de onda) se acopla en un ramillete (en total 2 ramilletes), los cuales se acoplan a cada una de los orificios de la copa (Figura 3.1). Las características de la fibra óptica se observan en la Tabla 3.2

Tabla 3. 2 Propiedades de la fibra FT 600EMT

| | |
|------------------------|--|
| Modelo | FT600EMT |
| Núcleo / revestimiento | Silicio puro / TEQS Revestimiento duro |
| Recubrimiento | Tefzel |
| Diámetro del núcleo | 600 μm |

| | |
|----------------------------|--------------|
| Diámetro del revestimiento | 630 μ m |
| Diámetro del forro | 1040 μ m |
| Apertura numérica (NA) | 0.39 |
| Rango de espectro | 400 a 2200nm |
| Radio de curvatura | 30mm/60mm |

Ya que los diodos laser pueden ser modulados temporalmente, se puede establecer una secuencia de encendido y apagado de los mismos, eliminando la necesidad de utilizar un espectrómetro en el sistema de detección (sección 2.2.6), además de que permite modular la potencia de emisión.

3.2.3 Fotodetectores

Los sensores que se encargaran en detectar la señal de transiluminación en el sistema TIBS son de tipo p-i-n (5 sensores) y un fotodiodo de avalancha. A continuación se presentan algunas características de estos sensores

3.2.3.1 Fotodiodos p-i-n

Los fotodiodos p-i-n (modelo S8746-01, HAMAMATSU) son sensores de silicio, con dimensiones de 5.8x5.8 mm² (Fig. 3.3a) de bajo ruido. El área activa del fotodiodo está conectada internamente a “tierra” por lo que es inmune al ruido electromagnético. Nos ofrece una sensibilidad en un rango de 0.1 a 0.5 V/nW y además es sensible en un gran ancho de banda (Fig. 3.3b).

Para mejorar la relación señal/ruido, el fabricante recomienda colocar capacitores cerámicos de 0.1 μ F desde el pin 1 a tierra y el pin 4 a tierra.

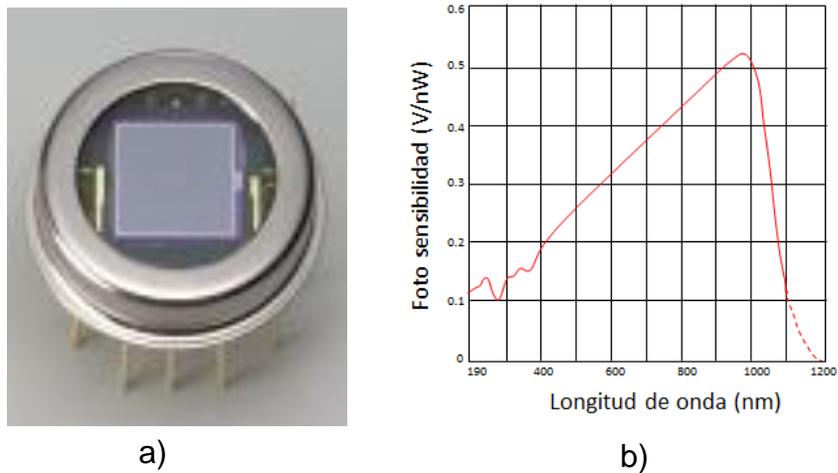
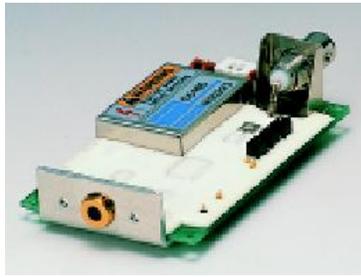


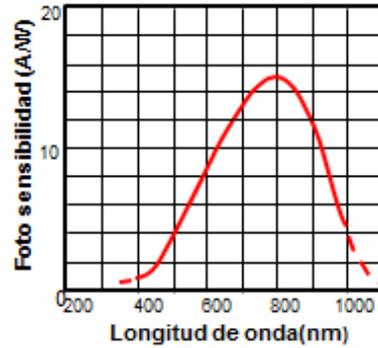
Figura 3. 3 a) Fotodiodo tipo p-i-n modelo S8746-01, b) Respuesta espectral.

3.2.3.2 Fotodiodos de avalancha.

Los detectores PIN tienen una sensibilidad muy buena, pero no son buenos para mediciones en el dominio de la frecuencia, el tiempo de respuesta es demasiado lento. Los fotodiodos de avalancha (APD por sus siglas en ingles) tienen muy buena sensibilidad y buena respuesta en frecuencia, pero son muy caros, así que por esta razón sólo se utiliza uno en el sistema TIBS. Las mediciones en el dominio de frecuencia son necesarias porque nos permiten separar la atenuación debido al esparcimiento y debido a la absorción. Al utilizar un solo APD, tenemos que hacer la suposición de que nuestro esparcimiento es uniforme en todo el volumen del seno.



a)



b)

Figura 3. 4 a) Fotodiodo tipo APD modelo C5460, **b)** Respuesta espectral.

El APD que se montará en el sistema TIBS (modelo C5460 HAMAMATSU) cuenta con un tamaño de 1.5mm de diámetro (Figura 3.4a) y una sensibilidad en un ancho de banda que coincide con las longitudes de onda de los diodos laser usados además nos ofrece una sensibilidad en un rango de 1 a 12 A/W (Figura 3.4 b).

3.2.4 Teoría y funcionamiento de una esfera integradora

El principio de medición en una esfera integradora con un recubrimiento de alta reflectancia se basa en integrar el flujo de radiación óptica generado dentro de la esfera y que puede ser percibido por un detector. Al incidir luz a través del puerto de entrada, esta se refleja de manera difusa un gran número de veces en la superficie interna originando que la luz sea uniforme dentro de esta, por lo que se podría considerar una fuente uniforme de luz. Para poder hacer las mediciones es necesario usar un detector, pero este solo debe recibir la luz reflejada por las paredes de la esfera; y por consecuencia es necesario bloquear la incidencia de luz hacia el detector mediante una pantalla o baffle (Figura 3.5) [32].

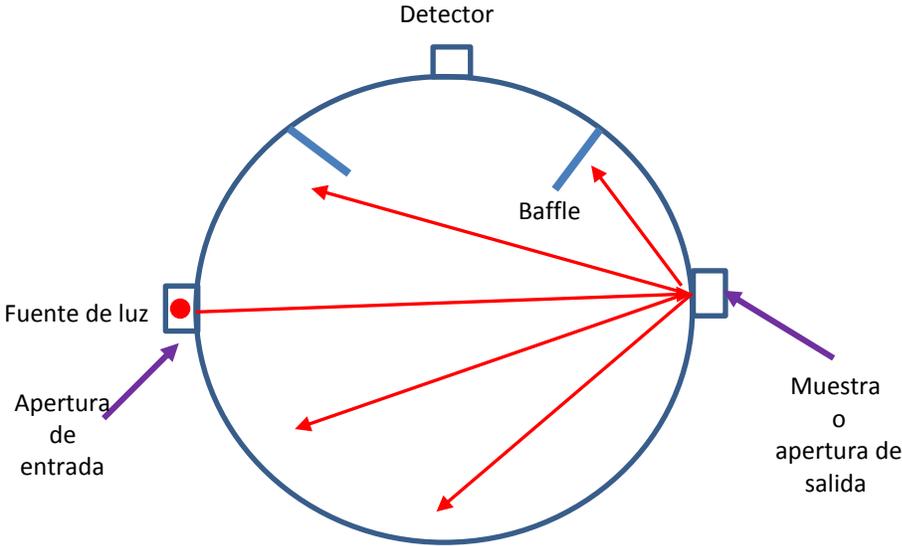


Figura 3. 5 Esquema general de una esfera integradora. En la figura, la luz de la fuente llega directa al detector y el puerto de salida

En el sistema se utilizó una esfera integradora de recubrimiento tipo Spectrafelct, que en el rango de operación nos proporciona una reflectancia casi constante.

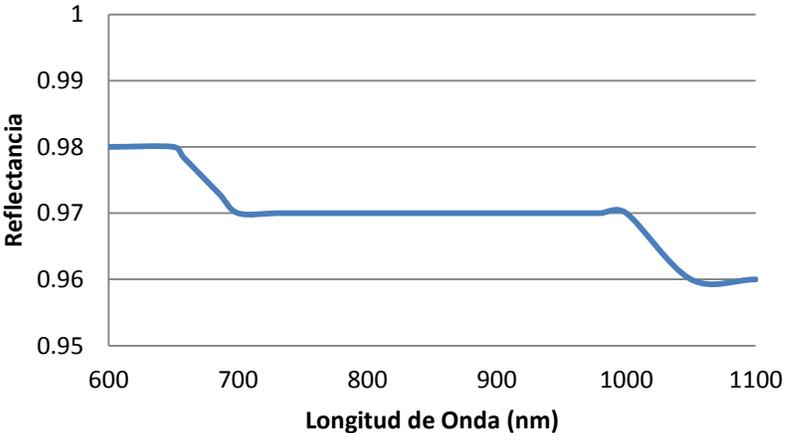


Figura 3. 6 Grafica de la reflectancia utilizando esfera integradora con recubrimiento Spectraflect.

Se recurrió a la esfera integradora como una herramienta para poder conocer las propiedades de reflectancia del material a utilizar para la construcción del maniquí del seno y conocer la reflectancia difusa en el material de la copa, esta información se empleó para simular la distribución de luz dentro del seno y por lo tanto la distribución de luz que alcanza a los detectores, los detalles se encuentran en la sección 4.3.2. Esta información es necesaria para poder realizar la calibración del sistema de manera eficiente.

CAPÍTULO 4

CALIBRACIÓN DEL SISTEMA

En el mundo se realizan a diario millones de mediciones en los procesos industriales, tecnológicos, médicos, comerciales. El éxito de estos depende de la correcta calibración de la instrumentación utilizada. En este capítulo se presentan los conceptos de calibración y validación del sistema TIBS propuesto y se describe la calibración desarrollada. Se plantean los objetivos de la calibración ya que en ocasiones estos conceptos llegan a ser interpretados de manera incorrecta. Posteriormente se detallan las simulaciones realizadas para realizar la calibración.

4.1 Calibración vs Validación

Un desarrollador de sistemas de medición debe tomar como tarea importante y primordial la validación y calibración de los mismos. Esto con la finalidad de reducir al máximo los errores, buscando también tener una mejor exactitud y precisión de los resultados medidos. Para poder realizar estas acciones primero debemos entender bien su significado y en qué consisten.

Validación es la confirmación mediante el suministro de evidencia (pruebas, estudios, ensayos) que un proceso o producto tiene la capacidad de alcanzar la aplicación o el uso establecido [33]. En otras palabras: comparar la ejecución del modelo con la realidad (física o cualquiera otra).

Calibración es una forma de prueba que busca estimar la relación que existe entre los valores proporcionados por un instrumento o sistema de medida y los correspondientes generalmente aceptados de una magnitud [34].

Para el proceso de calibración es primordial disponer de un patrón de referencia adecuado que permita definir, realizar, conservar, o reproducir una unidad física, siendo un medio de comparación respecto a otros elementos de medida [34].

4.2 Objetivo de una calibración

El objetivo principal de una calibración es asegurar la veracidad de los resultados proporcionados y debe garantizar la trazabilidad de los resultados a patrones apropiados.

Es necesario estar completamente seguro de que el sistema de calibración es válido antes de utilizarlo ya que pueden generarse serios errores en los resultados obtenidos en el instrumento de medición[35].

Aunque la calibración es una condición necesaria no es suficiente para asegurar la trazabilidad de las medidas ya que también intervienen actividades como el uso diario del instrumento etc.

4.3 Calibración propuesta

El procedimiento de calibración del sistema TIBS esta orientado a realizar el diseño de un maniquí sintético a base de silicón con las propiedades ópticas del seno. Este maniquí se utilizará para ajustar la responsividad de los diferentes detectores.

Como un primer paso para la realización del maniquí se requiere hacer simulaciones computacionales para estudiar la propagación de luz en tejido biológico. La primera simulación a realizar será para conocer el

comportamiento de los fotones al pasar por el seno y cuantificar la reflectancia difusa por medio de cada sensor.

Las siguientes simulaciones se realizarán para tratar de anticipar el comportamiento de los sensores, de las fuentes de luz debido al material utilizado.

4.3.1 Código de Monte Carlo

Dentro de las aplicaciones en la óptica biomédica el Código de Monte Carlo (MC) [36] es un método que se utiliza para modelar el camino que siguen los fotones en el interior de un tejido biológico. Esta simulación trabaja a través de un muestreo aleatorio, que ofrece una buena precisión de la propagación de los fotones.

El MC que se usó (tMCimg/SINFONIS) hace un seguimiento del camino que sigue cada fotón; a través del seno, desde la fuente de luz hasta que llega a los detectores; este análisis es capaz de hacerlo en las tres dimensiones con geometrías arbitrarias (Figura 4.1) [37].

Se determinó la probabilidad de que un fotón, al pasar por el seno llegue a los detectores, utilizando las propiedades ópticas que se muestran en la Tabla 4.1.

La posición de las fuentes de luz y detectores se colocaron de acuerdo a la Figura 3.1

Las propiedades ópticas del seno fueron [38]:

Tabla 4. 1 Propiedades ópticas del seno

| λ (nm) | 830 | 786 | 750 |
|------------------------------|---------------|---------------|---------------|
| μ_a (cm ⁻¹) | 0.046 ± 0.027 | 0.041 ± 0.025 | 0.046 ± 0.024 |
| μ'_s (cm ⁻¹) | 8.3 ± 2.0 | 8.5 ± 2.1 | 8.7 ± 2.2 |

Los resultados obtenidos se muestran en el siguiente capítulo. Es importante mencionar que estas simulaciones con MC las realizó Jane Walter, estudiante del OCI, Toronto, Canadá.

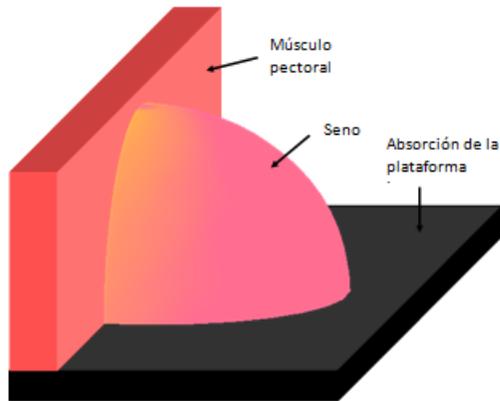


Figura 4.1 Estructura de seno empleado en las simulaciones en Código de Monte Carlo

4.3.2 Simulaciones: ray tracing (ASAP)

Por medio de las simulaciones en MC se pudo determinar la distribución de intensidad dentro del maniquí de seno hasta los detectores. Con los parámetros obtenidos podemos simular el comportamiento de cada uno de los sensores que se muestran en la Figura 4.2 utilizando las fuentes de luz indicadas en la misma figura, para simulaciones de trazado de rayos el Advanced Systems Analysis Program (ASAP) [39]. Este software es una herramienta de rastreo de rayos no secuencial lo que significa que se puede utilizar para analizar, no solo sistemas de lentes, sino también para el análisis de luz difusa con luz coherente y no coherente. Este software se puede complementar con programas de diseño de geometrías en CAD (Computer Asisted Design). Mediante ASAP se busca anticipar el comportamiento de

los sensores ensamblados en la copa cuando la luz incide sobre ellos. Estos resultados se compararon con los obtenidos en las simulaciones en código MonteCarlo.

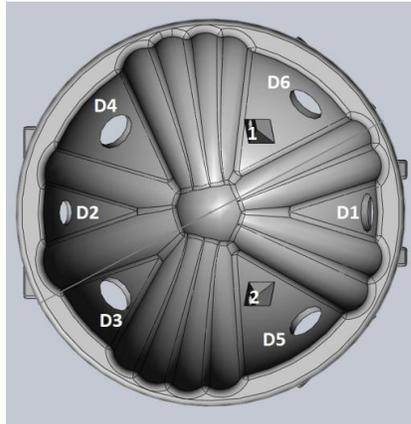


Figura 4.2 CAD realizado en Solid Works. 1 y 2 representan la posición de las fuentes y D1, D2, D3, D4, D5 y D6 representan la posición de los detectores.

Las posiciones de los detectores se fijaron de la manera que se muestra en la Figura 5.2 para tener una muestra del volumen similar a la mama y una señal similar al tejido que lo rodea (el músculo pectoral). Para tener mejor información se utilizarán seis detectores (5 diodos p-i-n y un APD) que se acoplarán a la cara interior de la copa. Las fuentes de iluminación (2 ramilletes con 13 longitudes cada uno) se acoplarán en la cara posterior de la copa. Se hará el cableado necesario de la copa hasta la tarjeta de control para poder manipular los dispositivos.

Para realizar las simulaciones fue necesario conocer los valores de reflectancia difusa de los materiales con los que se elaborará el maniquí y la copa (ver capítulo 5). Estas mediciones se realizaron empleando una esfera integradora (Figura 4.3).

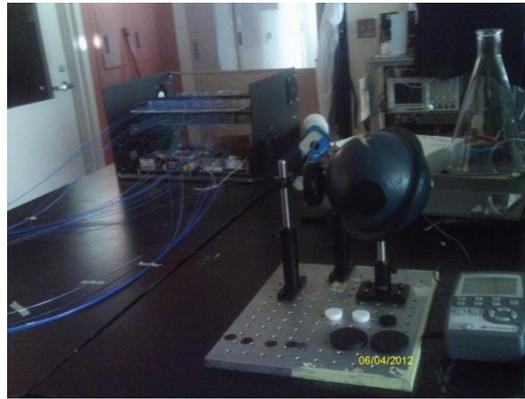


Figura 4.3 Sistema para medir propiedades de reflexión difusa mediante una esfera integradora

Se mencionó anteriormente que ASAP permite utilizar diseños realizados en el programa de diseño CAD Solid Works (Figura 4.2). Se procedió a importar el diseño de la copa a utilizar al espacio en ASAP. El paso siguiente fue realizar los CAD's para los diferentes sensores (D1-D6) y fuentes de luz (1,2) donde se caracterizaron con las especificaciones determinadas por el fabricante (sección 3.2.3).

Se fijó el número de rayos esparcidos por cada rayo incidente (100000 rayos lanzados). Posteriormente se procedió a caracterizar las fuentes de luz. Primero se especifica la longitud de onda y en seguida se especificó la fuente de luz como una fuente lambertiana, la cual representa una superficie idealizada cuya radiancia o luminosidad es independiente de la dirección.

Cuando se introdujeron todos los valores necesarios se empezaron hacer las pruebas para caracterizar el maniquí.

Primero se realizaron pruebas cuando la copa no tenía el maniquí sintético para observar el comportamiento de cada uno de los sensores debido a luz incidente de las dos fuentes de iluminación (Figura 4.4).

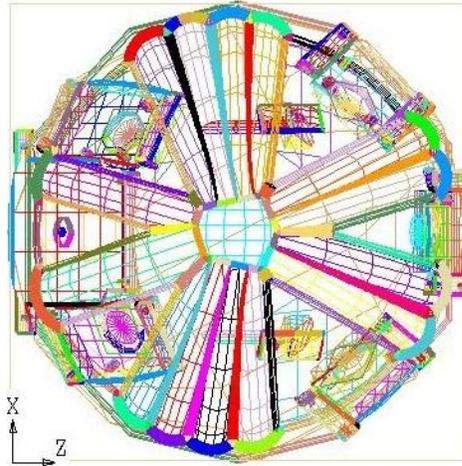


Figura 4.4 Modelo de la copa realizada en ASAP

La copa tiene forma de un semicírculo por lo que la distribución de la luz se puede aproximar a la de una esfera integradora (sección 3.2.4). Por esta razón es conveniente montar una pantalla (nuestro maniquí sintético o baffle) dentro de la esfera integradora, de manera que la luz de las fuentes incida de manera directa a los sensores. Si se adopta la geometría idéntica del seno, la luz no se propagará de manera homogénea en la copa algunos detectores se saturarían, lo cual proporcionarían información errónea

Se propusieron tres diferentes geometrías, buscaba que los sensores ubicados simétricamente captaran la información de manera homogénea de manera similar a los resultados obtenidos mediante MC. Las geometrías que se seleccionaron fueron: un semicírculo, un triángulo y un trapecoide, los resultados se muestran en el capítulo siguiente.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos del trabajo de investigación. En primer lugar se presentarán los resultados de las mediciones de reflectancia difusa de los materiales a utilizar para la elaboración del maniquí y de la copa. En segundo lugar se presentarán los resultados obtenidos en las simulaciones mediante el programa ASAP para el diseño del maniquí, que será utilizado para la calibración del sistema TIBS y finalmente se muestran los avances en la fabricación de la copa y del maniquí.

5.1 Medición de reflectancia difusa de los materiales utilizados para la elaboración de la copa y del maniquí de seno.

Los maniquís fueron fabricados con un termoplástico industrial. Para la realización de la copa se seleccionó un termoplástico denominado PC-ABS (policarbonato-ABS) y para la realización del maniquí se seleccionó el termoplástico denominado PC-ISO. Estos tipos de termoplástico nos ofrece alta resistencia, son biocompatibles, pueden utilizar para el modelado conceptual en tres dimensiones para prototipos funcionales y piezas de uso final,

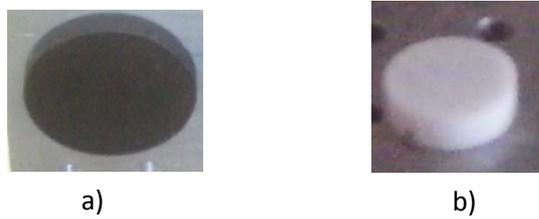


Figura 5. 1 Piezas con las que se realizaron las mediciones de reflectancia difusa, a) pieza empleada para la fabricación de la copa b) pieza empleada para la fabricación del maniquí.

Mediante el uso de una esfera integradora (ver sección 3.2.4) se midió la reflectancia difusa de ambas resinas para cada una de las longitudes de onda que se emplearan en el sistema TIBS. Los resultados se muestran en las figuras 5.2 y 5.3. Estas medidas de reflectancia se utilizaran para realizar las simulaciones EN ASAP.

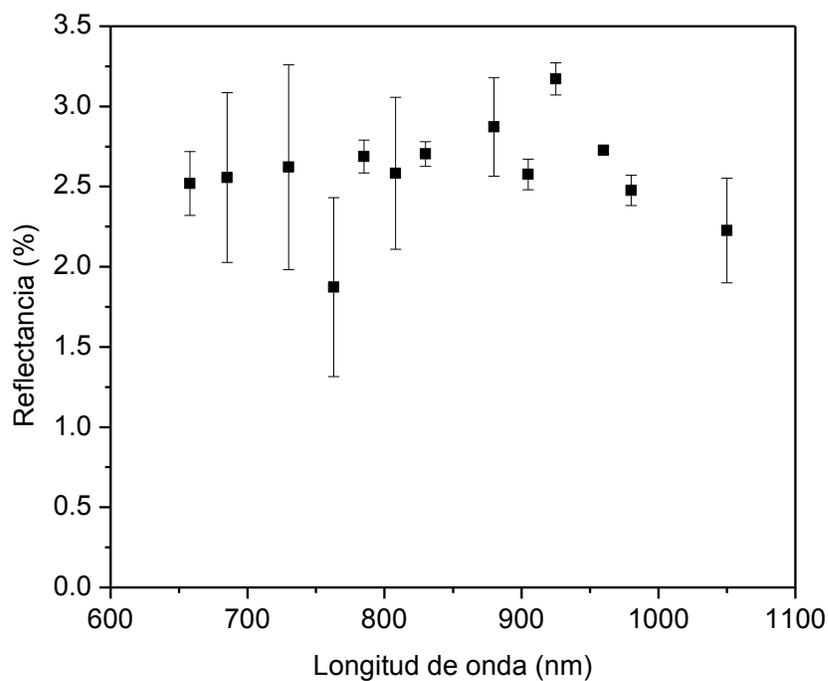


Figura 5. 2 Gráfica de reflectancia del material de la copa.

La reflectancia espectral del material en la figura 5.2 varía entre el 2 y el 3% para las diferentes longitudes de onda. El aspecto oscuro de este material garantiza que no escape luz de la copa.

Para el caso del material que se utilizará para la fabricación del maniquí, la reflectancia se muestra en la Figura 5.3 y reproduce la reflectancia del tejido mamario.

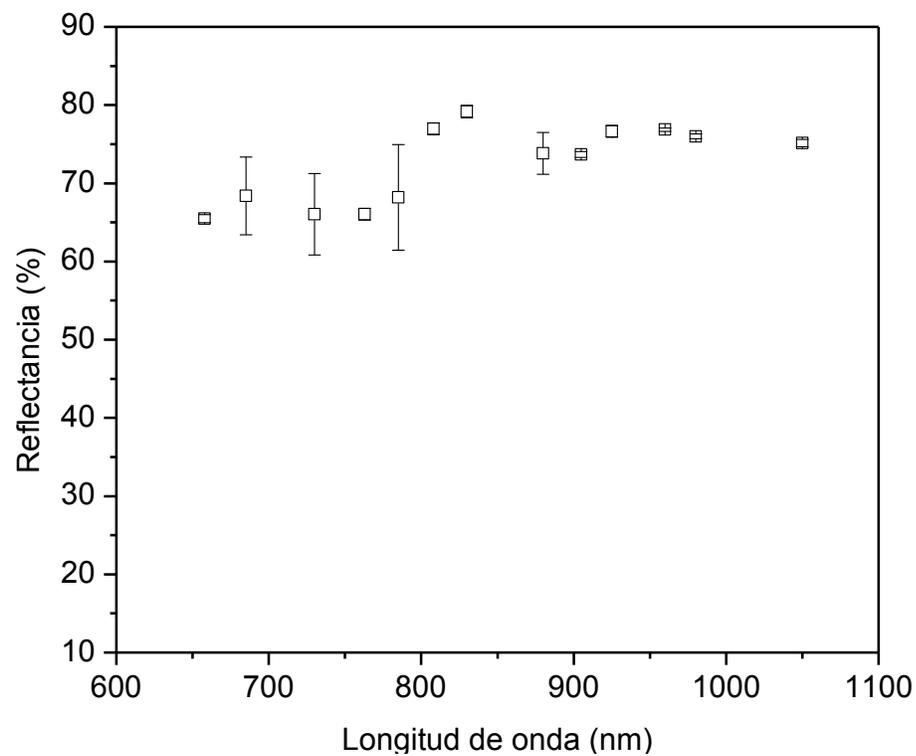


Figura 5. 3 Gráfica de reflectancia del material para la elaboración del maniquí.

5.2 Resultados de simulaciones utilizando ASAP

Como se describió en la sección 4.3.1, se realizaron simulaciones mediante el programa ASAP para poder diseñar el maniquí o baffle, recordemos que el maniquí o baffle consiste de una estructura geométrica colocada sobre una base plana (se simularon tres diferentes estructuras geométricas, una de ellas se muestra en la Figura 5.4), la cual se introduce dentro de la copa. El maniquí al ser iluminado por las fuentes de luz de la copa, esparcirá la luz hacia los detectores, la idea es que este maniquí proporcione, en los detectores, resultados comparables a las simulaciones hechas mediante el modelo de Monte Carlo (MCM). Se utilizaron estructuras geométricas y no un maniquí con la forma de seno por dos razones:

1.- si el maniquí tuviera la forma del seno, embonaría perfectamente en la copa (lo cual se espera suceda en el experimento con pacientes) pero no podríamos simular la respuesta de los detectores con ASAP, debido a que este software no simula la propagación de la luz en medios altamente dispersores, solo en propagación libre

2.- las copas se fabricarán de diferentes tamaños: copas “A”, “B” y “C”, y el maniquí debería de poderse emplear en estos tres casos.

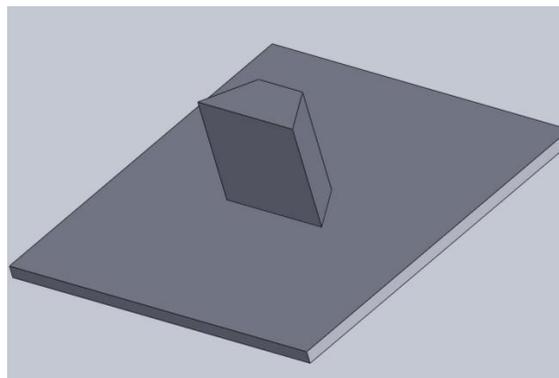


Figura 5.4 Esquema de uno de los maniquís.

La primera geometría de maniquí que se empleó para la simulación con ASAP fue un semicírculo (Figura 5.5). A partir de los datos de la simulación se observó que la intensidad en el detector 1 (D1) era mucho mayor en comparación con los otros detectores, además de que los valores del detector 1 y 2 tenían valores muy alejados y por geometría en la copa, estos deberían captar una intensidad similar, es decir, los resultados cualitativos se alejaban de los valores obtenidos mediante MCM (Figura 5.8).

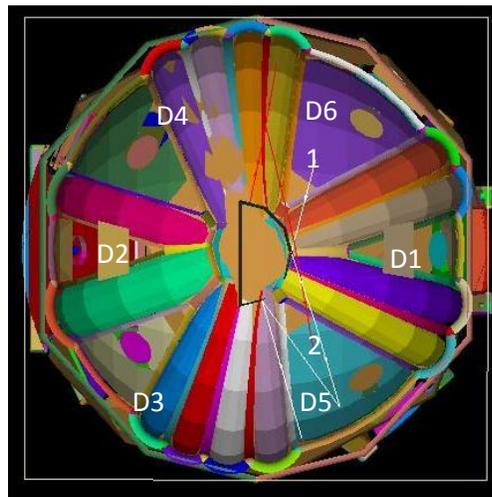


Figura 5. 5 Modelo de la copa con baffle en forma de semicírculo en ASAP

La segunda geometría seleccionada fue un triángulo (Figura 5.6), con esta configuración se corrigieron las diferencias entre los detectores 1 y 2, se pudo obtener un comportamiento semejante a los valores de MC.

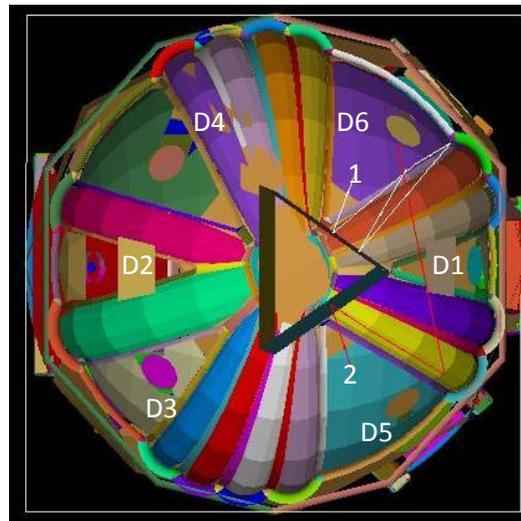


Figura 5. 6 Modelo de la copa con baffle en forma de triángulo en ASAP

La tercera geometría seleccionada fue un trapecoide (Figura 5.7), en este caso el comportamiento de los detectores fueron más cercanos al predicho por MCM, como se observa en la Figura 5.8, por lo que se tomo la decisión de seleccionar esta geometría para la realización del maniquí.

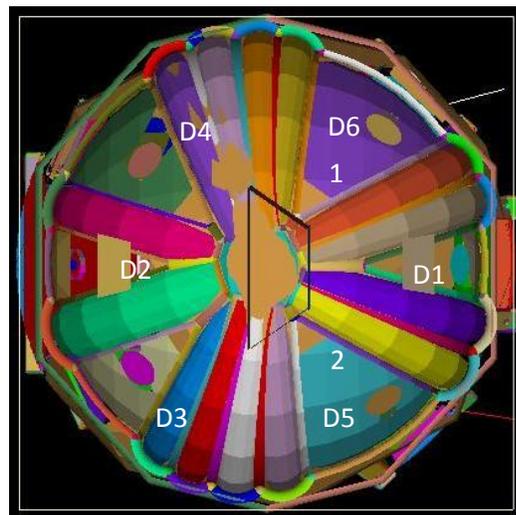


Figura 5. 7 Modelo de la copa con baffle en forma de trapecoide ASAP.

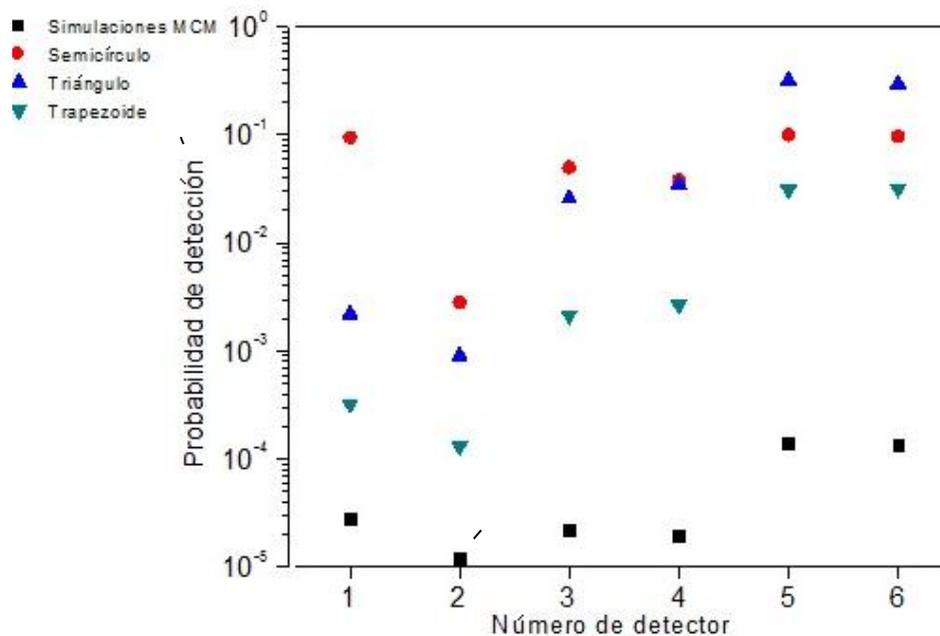


Figura 5. 8 Comparación entre los valores obtenidos mediante MCM y los valores obtenidos mediante ASAP variando la geometría del maniquí.

La figura 5.8 muestra la probabilidad de detección (número de rayos detectados por cada detector / número de rayos lanzados en ASAP) para cada detector. En el caso de MC se lanzaron 10^6 fotones y en ASAP se lanzaron 10^5 rayos. Aun cuando la diferencia en probabilidad de detección, sea entre uno y dos ordenes de magnitud entre MC y el maniquí trapezoide, fue esta la opción más cercana y por lo tanto nuestra elección.

En el proceso para seleccionar la geometría idónea se fue variando también el tamaño de la pieza. Al final las dimensiones que nos proporcionaron los mejores resultados fueron seleccionadas y se muestran en la Figura 5.8.

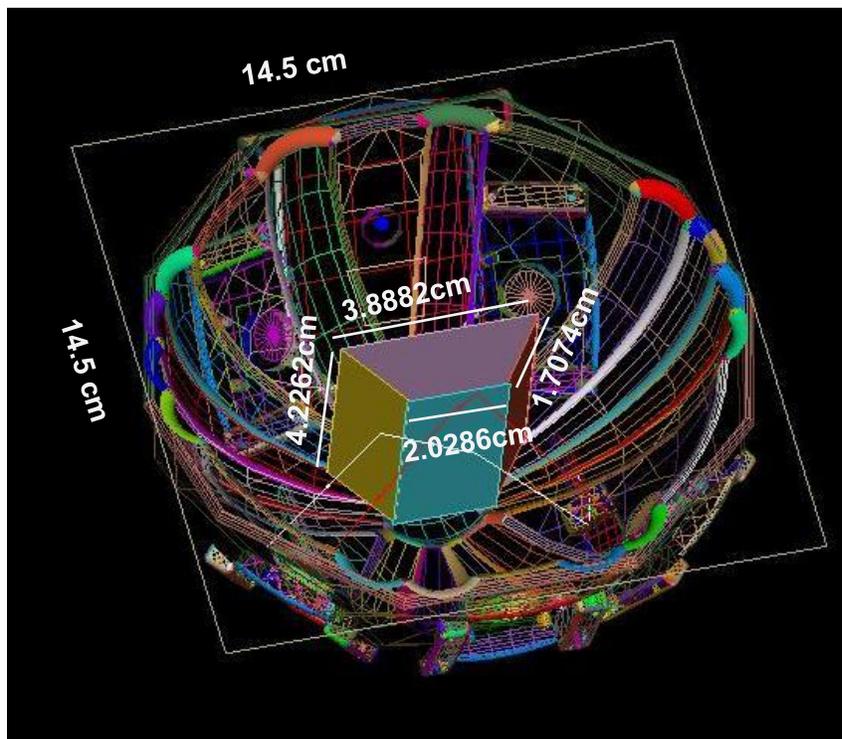


Figura 5. 9 Diseño final de baffle, se especifican dimensiones finales.

5.3 Ensamblado de los dispositivos optoelectrónicos en la copa

El ensamblado del dispositivo consistió en soldar de manera individual, los sensores tipo p-i-n a pequeñas placas de circuito impreso (PCB por sus siglas en ingles), junto con su correspondiente cableado, para posteriormente acoplar dichas PCBs a la copa, tal como se muestra en las Figura 5.10.



Figura 5. 10 Copa con sensores y conectores ensamblados a) cara externa de la copa b) cara interna de la copa.

El acoplamiento de las fibras y los diodos láser consistió en:

1.- Montar cada uno de los diodos láser en una pieza de aluminio. Esta pieza nos ayudará a fijar el diodo láser en la estructura final del sistema.

2.- Pulido de la fibra óptica: se retiró el recubrimiento plástico una peladora y posteriormente se colocó la fibra dentro de un disco para pulirla. Para el pulido de las fibras, se empezó utilizando una lija de agua fina humedecida con agua, realizando movimientos suaves y continuos para que la superficie de la fibra quede lo más homogénea posible, posteriormente se realizó la misma secuencia pero utilizando diferentes películas de óxido de aluminio ($12\ \mu\text{m}$, $3\ \mu\text{m}$, $0.5\ \mu\text{m}$), empezando con la de mayor grano, en lugar de la lija de agua.

3.- Alineamiento de la fibra con el diodo láser. Se colocó la pieza de aluminio (donde se encuentra el diodo láser) en una base con desplazamiento milimétrico, el diodo láser se conectó a una fuente de poder para poder encenderlo. Uno de los bordes de la fibra se conectó a un medidor de luz, el otro borde se insertó en un orificio de la pieza de aluminio. Se movió la base hasta tener la máxima transmisión de luz de acuerdo a las especificaciones de los diodos láser.

4.- Se puso un pegamento para que la fibra y el sensor quedarán fijos permanentemente.

Una vez acoplados el diodo láser y la fibra se montaron dentro de una caja de metal (Figura 5.11) que contendrá todo lo necesario para que el sistema funcione.

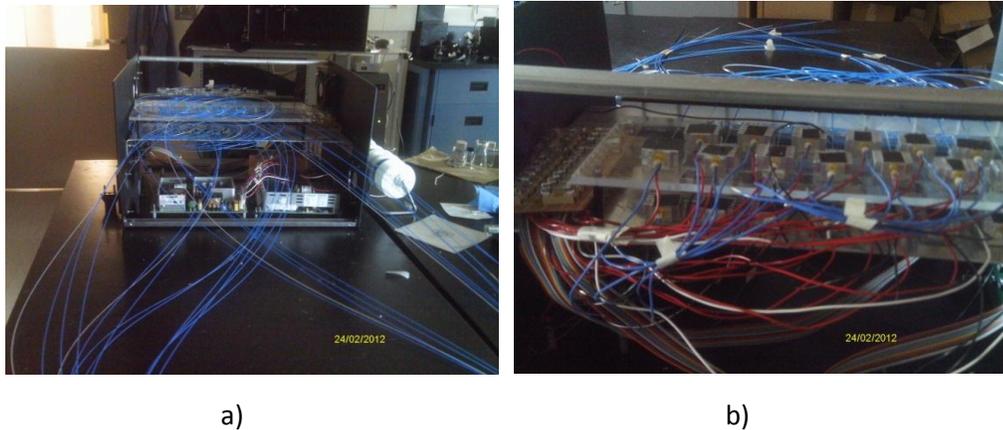


Figura 5. 11 Sistema TIBS actual a) vista frontal b) vista posterior. Se observa el montaje de los diodos láseres individuales conectados a las fibras ópticas que llevan la radiación a la copa.

Este es el estado actual del sistema. Falta acoplar el fotodiodo APD a la copa y hacer funcionar la tarjeta de adquisición de datos para controlar de manera secuencial los diodos láser.

Una vez terminado el acoplamiento y sincronía de los dispositivos optoelectrónicos, la copa estará lista para probarse con los maniquís.

En el siguiente capítulo se resumen las conclusiones de este trabajo.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES

El sistema TIBS es un dispositivo médico en desarrollo en el OCI para medir el riesgo de cáncer de seno. Los datos obtenidos a partir de esta técnica sugieren que podemos observar los cambios en la densidad del tejido mamario a través del tiempo y podemos distinguir tejido normal y diferentes tipos de tejido anómalo.

El objetivo de este estudio es el desarrollo de una técnica no invasiva que puede ser utilizada con frecuencia en mujeres con riesgo de desarrollar cáncer de seno, y utilizar esta herramienta con el propósito de ayudar a médicos para decidir si los cambios de monitoreo o de intervención (por ejemplo, biopsia, etc.) son obligatorios.

En el presente trabajo de investigación, se plantearon algunas mejoras al sistema TIBS actualmente en uso en el OCI.

Debido a la importancia y magnitud de este proyecto, se contó con la colaboración de varias personas especialistas en varias áreas.

Dentro de las principales conclusiones de este trabajo, podemos mencionar:

- Se realizaron mediciones de reflectancia difusa sobre muestras de material con el que se elaboró la copa y el maniquí. Es importante conocer las propiedades de reflexión de estos materiales para emplearlas en simulaciones numéricas tipo MC y ASAP.
- Se realizaron simulaciones mediante el programa ASAP con las que se diseñó un maniquí o baffle (se simularon tres diferentes estructuras

geométricas), la cual se introducirá dentro de la copa. La reflectancia del maniquí proporcionó en los detectores, resultados comparables a las simulaciones hechas mediante el modelo de Monte Carlo (MCM). Por medio de estas simulaciones podemos concluir que la geometría idónea fue un trapecoide, aun cuando la diferencia de la probabilidad de detección entre ASAP y MC tuvieran entre uno y dos ordenes de magnitud, esta geometría fue la más cercana a los valores obtenidos en MCM por lo tanto nuestra mejor opción. Una vez seleccionada la geometría se procedió a realizar el CAD en Solid Works para la elaboración del maniquí

- Se colaboró en la implementación de la Instrumentación del sistema: montaje de sensores dentro de la copa, ensamble de la fibra óptica con los diodos láser, montaje del sistema de ventilación y conexiones necesarias a fuentes de alimentación
- Con las nuevas modificaciones del sistema TIBS, se obtendrán varios beneficios, tales como:

Reducción del costo del sistema, debido a que se cambió la lámpara de halógeno por varios diodos láser y con esta modificación ya no es necesario el uso de un espectrómetro

Otro beneficio del este sistema TIBS, se obtuvo al cambiar el procedimiento para adquirir los datos. Debido a que la fuente de luz y sensores se fijaron en una pieza en forma de copa, ya no será necesario desplazar la fuente en diferentes posiciones, por lo que las mediciones se realizan más rápido, se tendrá mayor información ya que habrá una contribución del volumen del seno en un 90% por lo que no perdemos información espectral y se contará con una facilidad en uso.

6.1 Trabajo a Futuro

El siguiente paso a realizar después del diseño, es fabricar el diseño para poder empezar a realizar las mediciones de manera experimental. Será necesario implementar un programa para el control de los fotodiodos para que trabajen de manera secuencial ya que las mediciones realizadas se obtuvieron de manera manual. Estos valores se tendrán que comparar con los valores obtenidos con las simulaciones.

Una vez obtenidas las mediciones experimentalmente, se buscará ajustar la responsividad de los diferentes detectores.

Una vez realizado, las pruebas de calibración se busca implementar el nuevo sistema TIBS en pacientes y a partir del funcionamiento observado, empezar a realizar los cambios convenientes para hacer mejoras en el sistema.

REFERENCIAS

- [1] GLOBOCAN, "Cancer incidence, mortality and Prevalence Worldwide in 2008," *International Agency for Research on Cancer*, 2008. [Online]. Available: <http://globocan.iarc.fr/factsheet.asp#WOMEN>. [Accessed: 20-Mar-2012].
- [2] E. D. Vara-salazar, L. Suárez-lópez, and A. Ángeles-Ilerenas, "Tendencias de la mortalidad por cáncer de mama en México , 1980-2009," *Salud Publica Mex*, vol. 53, no. 5, pp. 385-393, 2011.
- [3] S. C. Robles and E. Galanis, "Breast cancer in Latin America and the Caribbean.," *Revista panamericana de salud pública = Pan American journal of public health*, vol. 11, no. 3, pp. 178-85, Mar. 2002.
- [4] S. A. Rodr and M. C. Garc, "Artículo de revisión epidemiología del cáncer de mama," *Ginecología y Obstetricia de Mexico*, pp. 585-593, 2006.
- [5] Secretaría de salud, "Cáncer de mama," 2012. [Online]. Available: <http://www.generoyaludreproductiva.salud.gob.mx/programas/cancer-mama.html>. [Accessed: 03-Mar-2012].
- [6] "Cáncer de mama," 2012. [Online]. Available: http://www.tuotromedico.com/temas/cancer_de_mama.htm. [Accessed: 05-Jul-2012].
- [7] S. de salud subsecretaria de prevención y promoción de la Salud, "Programa de acción específico 2007-2012 cáncer de mama," 2008.
- [8] O. M. Regulations, N. D. E. Mama, and N. O. Mexicanas, "Detección del Cáncer de Mama: Estado de la Mamografía en México," vol. 1, pp. 147-162, 2006.
- [9] C. Valle, "DETECCION PRECOZ DEL CANCER DE MAMA," *Fundacion clinica valle del Lili*, vol. 64, pp. 2-5, 2001.
- [10] Ce. para el control y la prevención de Enfermedades, "Las mamografías y la salud mamaria," EUA, 2006.
- [11] a Malich et al., "Electrical impedance scanning: a new technique in the diagnosis of lymph nodes in which malignancy is suspected on

- ultrasound.," *The British journal of radiology*, vol. 74, no. 877, pp. 42-7, Jan. 2001.
- [12] CIGNA, "Electrical impedance Scanning (EIS) and optical imaging of the breast," *CIGMA Medical*, vol. 0260, pp. 1-6, 2011.
- [13] A. Inc., "Clinical Policy Bulletin: Breast Transillumination, Electrical Impedance Scanning (EIS), and Elastography," 2011. .
- [14] Y. Zou and Z. Guo, "A review of electrical impedance techniques for breast cancer detection," *Medical Engineering & Physics*, vol. 25, no. 2, pp. 79-90, Mar. 2003.
- [15] M. infrared Imaging, "What is breast thermography?," 2010. .
- [16] T. of I. at C. I. Compounding, "Thermography of Iowa," 2012. [Online]. Available: <http://www.thermographyofiowa.com/casestudiesupdated.html>. [Accessed: 04-Jul-2012].
- [17] A. Ecografía, "Elastografía," *AR ecografia*. .
- [18] D. E. R. Escobar, "Elastografía: principios físicos y algunas aplicaciones," Melilla, España.
- [19] "Elastografía . Su aplicación en la Ecografía Ductal Mamaria." [Online]. Available: <http://medicablogs.diariomedico.com/drdelgado/2011/05/29/elastografia-su-aplicacion-en-la-ecografia-ductal-mamaria/>. [Accessed: 07-Jul-2012].
- [20] R. Ja et al., "Tomografía por emisión de positrones en el cáncer de mama," vol. 52, pp. 4-12, 2008.
- [21] D. S. N. G, "Tomografía por emisión de positrones (PET)," *Rev. Chilena de Cirugia*, vol. 55, pp. 81-85, 2003.
- [22] Radiological Society of North America, "New Mammography Technology Effective in Detecting Breast Cancer," 2012. [Online]. Available: http://www2.rsna.org/timssnet/media/pressreleases/pr_target.cfm?ID=390. [Accessed: 07-Jul-2012].
- [23] "New Breast Cancer Detection Method Involves Testing Nipple Fluid," *imaginls*, 2000. .

-
- [24] Fight Pink™, “HALO Breast Cancer Test.” [Online]. Available: <http://www.fightpink.org/fight-pink-headlines/halo-breast-cancer-test.html>. [Accessed: 07-Jul-2012].
- [25] K. Blyschak, M. Simick, R. Jong, and L. Lilge, “Classification of breast tissue density by optical transillumination spectroscopy: Optical and physiological effects governing predictive value,” *Medical Physics*, vol. 31, no. 6, p. 1398, 2004.
- [26] K. M. Blackmore, S. Dick, J. Knight, and L. Lilge, “Estimation of mammographic density on an interval scale by transillumination breast spectroscopy.,” *Journal of biomedical optics*, vol. 13, no. 6, p. 064030, 2010.
- [27] R. Richards-Kortum and E. Sevick-Muraca, “Quantitative optical spectroscopy for tissue diagnosis.,” *Annual review of physical chemistry*, vol. 47, pp. 555-606, Jan. 1996.
- [28] K. M. Blackmore, J. a Knight, R. Jong, and L. Lilge, “Assessing breast tissue density by transillumination breast spectroscopy (TIBS): an intermediate indicator of cancer risk.,” *The British journal of radiology*, vol. 80, no. 955, pp. 545-56, Jul. 2007.
- [29] M. K. Simick and L. Lilge, “Optical transillumination spectroscopy to quantify parenchymal tissue density: an indicator for breast cancer risk.,” *The British journal of radiology*, vol. 78, no. 935, pp. 1009-17, Nov. 2005.
- [30] P. En, E. L. Área, and E. T. Lezama, “UNA APLICACIÓN DEL ANÁLISIS DE COMPONENTES PRINCIPALES EN EL ÁREA EDUCATIVA,” 1980.
- [31] E. J. Walter and L. Lilge, “Development of a modified transillumination breast spectroscopy (TiBS) system for population-wide screening,” *Proceedings of SPIE*, vol. 7368, pp. 736820-736820-6, 2009.
- [32] F. M. Vargas, J. G. P. Muñoz, R. N. Carvantes, and M. A. G. Hernández, “Prototipo para la medición de flujo luminoso basado en los principios de la esfera integradora .,” no. 420.
- [33] P. de Calidad, “Producción y prestación del servicio en ISO 9001:2000,” 2004. .

- [34] R. Of et al., "International vocabulary of basic and general terms in metrology (VIM)," *VIM*, 2004. .
- [35] J. Riu, R. Boqué, A. Maroto, and F. X. Rius, "Introducción Concepto de calibración," *Portal*, 1993.
- [36] S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, and A. J. Welch, "A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue yes," vol. I, no. 1989, pp. 102-111.
- [37] Q. Fang, "Mesh-based Monte Carlo method using fast ray-tracing in Plücker coordinates.," *Biomedical optics express*, vol. 1, no. 1, pp. 165-75, Aug. 2010.
- [38] T. Durduran et al., "Bulk optical properties of healthy female breast tissue.," *Physics in medicine and biology*, vol. 47, no. 16, pp. 2847-61, Aug. 2002.
- [39] "ASAP Reference Guide," Tucson, AZ 85715, 2011.