



**I  
N  
A  
O  
E**

# Diseño de una extensión óptica para oximetría para la sala de resonancia magnética nuclear

por

**Fís. Pedro Ángel Quistian Silva**

Tesis presentada para obtener el grado de

**Maestro en Ciencias  
Con Especialidad en Óptica**

En el

**Instituto Nacional de Astrofísica,  
Óptica y Electrónica**

Febrero 2019  
Tonantzintla, Puebla

**Asesor  
Dr. Carlos Gerardo Treviño Palacios**

© INAOE 2019



## Resumen

Uno de los métodos más poderosos para el diagnóstico, en la actualidad, es la resonancia magnética nuclear (RMN), con la que se producen imágenes de diversos tejidos y órganos. A esto se le conoce como imagenología de resonancia magnética (IRM). En muchos hospitales de México y el mundo, se utilizan cada vez más este tipo de estudios. Sin embargo, por sus condiciones, los pacientes tienen que ser en muchas ocasiones sedados e incluso anestesiados, con el consiguiente riesgo que esto implica. Para este procedimiento tiene que estar presente un especialista, que además de administrar el sedante o la anestesia, monitorea la respuesta del paciente en tiempo real. El método más usado para vigilarlos es la oximetría, es decir, la medición de la saturación de oxígeno en la sangre (concentración relativa de oxihemoglobina ( $O_2Hb$ )). Si hay algún problema, la concentración baja de los niveles considerados normales (una condición llamada hipoxia).

El dispositivo usado para medir la concentración de oxihemoglobina en sangre se llama oxímetro. En la actualidad hay una gran facilidad para conseguir oxímetros económicos y de buena calidad, existiendo incluso prototipos para plataformas como Arduino. Los oxímetros actuales se colocan en un dedo de la mano (aunque puede colocarse también en un dedo del pie o el lóbulo de la oreja), con la señal de entrada por un lado (por ejemplo, en la uña) y la de salida por el otro (en la yema).

El oxímetro consta de una parte óptica, donde se usan dos longitudes de onda para distinguir la absorción en la sangre oxigenada de la no oxigenada, y una parte electrónica, que es el conjunto de los elementos usados para procesar las señales ópticas de entrada y salida y calcular la concentración de oxihemoglobina.

En el caso de la oximetría dentro de un resonador magnético nuclear, hay un problema: los materiales que pueden usarse dentro de la sala del resonador deben ser no metálicos, pues el resonador maneja campos magnéticos muy

intensos que pueden atraer los objetos y convertirlos en proyectiles que pueden herir a las personas dentro de la sala. Otro problema es la interferencia que pueden provocar en las lecturas del resonador, provocando un diagnóstico incorrecto o incluso inútil. Finalmente, si partes metálicas están en contacto con la piel del paciente, pueden quemarlo, ya que estos materiales también sufren calentamiento por los campos magnéticos. Todo lo anterior hace que los oxímetros usados para esta prueba sean muy especiales y costosos (y por supuesto, no hechos en México).

Además de la dificultad de no usar partes metálicas, hay una adicional: la sala del resonador debe estar blindada para que no penetren señales de radiofrecuencia del exterior, ya que las señales que excitan los núcleos atómicos de los tejidos son precisamente de este tipo. El blindaje se logra haciendo que la sala del resonador sea una jaula de Faraday: pisos, paredes y techos deben cubrirse de cobre. Otros componentes de la sala como ventanas, puertas y cables también se blindan para mantener aislamiento eléctrico, aunque lo más común, es que el blindaje esté cubierto con yeso, ocultando a la vista la jaula de cobre. El vidrio de las ventanas también es un vidrio especial: está constituido por dos capas de cristal con una capa de cobre entre ellos. Todo esto no permite que se hagan caminos para cableado entre las paredes de la sala o en el vidrio especial de la ventana.

En este proyecto construimos una “extensión óptica” (a nivel de prototipo) para usar el oxímetro en la sala de IRM, con toda la parte electrónica fuera, en la sala de control. Aprovechamos la naturaleza no metálica de las fibras ópticas, para enviar la señal de entrada, y recibirla, desde el exterior de la sala hasta el dedo del paciente y de regreso. El oxímetro que usamos es uno diseñado por el ingeniero Adán Torralba Ayance en su trabajo de tesis de licenciatura en ingeniería en electrónica.

## Summary

One of the most powerful methods for diagnosis, at present, is nuclear magnetic resonance (NMR), which produces images of various tissues and organs. This is called magnetic resonance imaging (MRI). In many hospitals in Mexico and the world, these types of studies are increasingly used. However, due to their conditions, patients often have to be sedated and even anesthetized, with the consequent risk that this implies. For this procedure, a specialist must be present, who in addition to administering the sedative or anesthesia, monitors the patient's response in real time. The most commonly used method to monitor them is oximetry, that is, the measurement of oxygen saturation in the blood (relative concentration of oxyhemoglobin (O<sub>2</sub>Hb)). If there is any problem, the low concentration of the levels considered normal (a condition called hypoxia).

The device used to measure the concentration of oxyhemoglobin in blood is called an oximeter. At present there is a great facility to get cheap and good quality oximeters, even existing prototypes for platforms such as Arduino. Current oximeters are placed on a finger (although it can also be placed on a toe or earlobe), with the input signal on one side (for example, on the nail) and the output on the other side. the other (in the yolk).

The oximeter consists of an optical part, where two wavelengths are used to distinguish the absorption in the oxygenated blood from the non-oxygenated blood, and an electronic part, which is the set of elements used to process the optical input and output signals and calculate the oxyhemoglobin concentration.

In the case of oximetry inside a nuclear magnetic resonator, there is a problem: the materials that can be used inside the resonator room must be non-metallic, since the resonator handles very strong magnetic fields that can attract objects and turn them into projectiles that can hurt people inside the room. Another problem is the interference that can cause in the readings of

the resonator, causing an incorrect diagnosis or even useless. Finally, if metal parts are in contact with the patient's skin, they can burn it, since these materials also undergo heating by magnetic fields. All the above makes the oximeters used for this test very special and expensive (and of course, not made in Mexico).

In addition to the difficulty of not using metal parts, there is an additional one: the resonator room must be shielded so that no radio frequency signals from the outside penetrate, since the signals that excite the atomic nuclei of the tissues are precisely this type. The shielding is achieved by making the resonator room a Faraday cage: floors, walls and ceilings should be covered with copper. Other components of the room such as windows, doors and cables are also shielded to maintain electrical insulation, although the most common is that the armor is covered with plaster, hiding the copper cage from view. The glass of the windows is also a special glass: it is constituted by two layers of glass with a layer of copper between them. All this does not allow paths for wiring between the walls of the room or in the special glass of the window.

In this project we build an "optical extension" (at the prototype level) to use the oximeter in the IRM room, with all the electronic part outside, in the control room. We take advantage of the non-metallic nature of the optical fibers, to send the input signal, and receive it, from the outside of the room to the patient's finger and back. The oximeter we use is one designed by the engineer Adán Torralba Ayance in his thesis work in electronics engineering.

## **Agradecimientos**

A mis padres, siempre amados y entrañables, a quienes debo todo. Cualquier logro alcanzado es también suyo. Hoy y siempre están en mi corazón.

A mi esposa, porque siempre me has apoyado y porque lo bueno sobrepasa lo malo, muchas gracias por seguirme en este sueño tantos años postergado.

A mi familia, hermanos y sobrinos, que están ahí, presentes en las acciones y recuerdos. Siempre intensos pero leales.

Al Dr. Benjamín Barajas Sánchez, director del CCH, por apoyarme para seguir creciendo académicamente.

A mi asesor, Dr. Carlos Gerardo Treviño Palacios, por su consejo y paciencia para que este proyecto llegara a buen término.

A los doctores Teresita Spezzia Mazzoco, Francisco Javier Renero Carrillo y Francisco Soto Eguibar por su ayuda y sus comentarios en la revisión de este trabajo.

A la familia que conocí en el INAOE, por apoyarme y acompañarme en tantas experiencias y momentos.

Al Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE) por permitirme ser un miembro de su ilustre comunidad.

Al CONACYT por formarme y darme soporte para alcanzar este objetivo.

## Índice

Resumen	1
Summary	3
Agradecimientos	5
Índice	6
Prefacio	7
1. Introducción	8
1.1 RMN y diagnóstico médico	8
1.2 Preparación para RMN	9
1.3 Fisiología del transporte de oxígeno	11
1.4 Saturación de oxígeno	15
1.5 Justificación	20
1.6 Objetivo	21
2. Marco teórico	22
2.1 La luz como método espectroscópico en medicina	22
2.2 Absorción de la luz por la sangre	24
2.3 Ley de Lambert-Beer y saturación de oxígeno	27
2.4 Pletisismografía y medición de SaO <sub>2</sub>	32
2.4.1 Venas, arterias y sistema circulatorio	33
2.4.2 Ondas en el sistema circulatorio	37
2.4.3 Obtención de SaO <sub>2</sub> del flujo pulsante	39
2.5 Calibración del oxímetro	44
2.7 Uso anestesiológico de la oximetría de pulso	48
2.8 El oxímetro base	51
3. Diseño y construcción del prototipo	56
3.2 Acople de entrada/salida (Acople E/S)	59
3.3 Acople de la ventana (Acople V)	64
3.2.1 Engranajes y sistema de alineación	68
3.4 Dedal (D)	72
4. Pruebas y resultados	77
4.1 Pruebas sobre el diseño original y modificaciones	77
4.2 Análisis de resultados, propuestas y conclusiones	86
5. Anexo: RMN	89
5.1 Resonancia magnética nuclear (RMN)	89
5.2 El espín nuclear	90
5.3 El desdoblamiento Zeeman nuclear	93
5.4 Precesión y frecuencia de Larmor	94
5.5 Relajación longitudinal	96
5.6 Magnetización y relajación transversales	98
5.7 Señal RMN	100
5.8 Ensachamiento inhomogéneo y RMN 2D y 3D	101
5.9 Imagenología de resonancia magnética (IRM)	104
6. Lista de tablas y figuras	109
7. Referencias	112

## **Prefacio**

Presentamos, en esta tesis, el diseño y desarrollo de nuestro prototipo como una propuesta de solución al problema de medir la saturación de oxígeno dentro de la sala de IRM. En la primera parte, la introducción, justificamos y ponemos en perspectiva nuestro trabajo. Damos un panorama tanto de la RMN y de la oxigenación de la sangre para que se comprendan, a un nivel básico, ambos temas.

En la segunda parte, revisamos la teoría de la medición de la saturación de la sangre usando métodos ópticos. Explicamos distintos elementos de fisiología que se aprovechan para medir la oxihemoglobina en la sangre arterial y separarla de la desoxihemoglobina de la sangre venosa y otros componentes como tejido y hueso. Mencionamos los distintos factores que afectan el porcentaje de oxigenación y cómo se calibra el oxímetro,

En la tercera parte explicamos el desarrollo de nuestro prototipo, partiendo del diseño y terminando con la aplicación a una ventana para simular, en una primera aproximación, las condiciones de la ventana de RMN. Analizamos la viabilidad de la propuesta a partir de este primer prototipo.

En la cuarta parte, presentamos y analizamos nuestros resultados y damos propuestas sobre el futuro del prototipo, sus posibles mejoras y limitaciones.

En el anexo, para una completa comprensión de los elementos involucrados, y lo que hace tan especial las condiciones de la sala de IRM, explicamos la física y los fundamentos de la RMN, para finalmente, ahondar en cómo y qué se obtiene en una imagen de resonancia magnética.



## 1. Introducción

### 1.1 RMN y diagnóstico médico<sup>1</sup>

La RMN sirve para obtener imágenes de tejidos en el interior del cuerpo. Para ello, se vale de tres cosas: un campo magnético intenso, ondas electromagnéticas de radiofrecuencia y una computadora para el procesamiento de la información obtenida y la producción de las imágenes. La IRM se usa para el diagnóstico y seguimiento de condiciones en pecho, abdomen y pelvis. Durante el embarazo puede monitorear al bebé de forma totalmente segura. El campo magnético es inocuo, pero puede interactuar con aparatos o implantes médicos u ortopédicos, por lo que se debe valorar su uso seguro en tales condiciones.

La IRM crea imágenes detalladas de órganos, tejidos blandos, huesos y, prácticamente, el resto de las estructuras internas del cuerpo, con la ventaja de no usar radiación ionizante (como los rayos X). Con estas imágenes los médicos pueden evaluar y detectar la presencia de enfermedades con más certeza que con otros tipos de métodos.

La RMN se usa para evaluar:

- Órganos torácicos y abdominales: corazón, hígado, tracto biliar, riñones, bazo, páncreas y glándulas suprarrenales.
- Órganos pélvicos: vejiga, útero, ovarios, próstata.
- Vasos sanguíneos (angiografía de RM).
- Ganglios.

Se usa para diagnosticar y controlar enfermedades como:

- Tumores torácicos, abdominales o pélvicos.
- Enfermedades en el hígado: cirrosis y anomalías en ductos biliares y páncreas.

---

<sup>1</sup> <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=bodymr> consultado el 18 de agosto de 2018.

- Enfermedades inflamatorias del intestino: enfermedad de Crohn y colitis ulcerativa.
- Condiciones congénitas del corazón
- Inflamación y malformación de vasos sanguíneos: vasculitis.
- Fetos durante la gestación.

## 1.2 Preparación para RMN

La ingesta de alimentos depende del tipo específico de examen. El uso de bata o vestimenta normal depende de si ésta tiene partes metálicas y no interfiere con el examen. Algunos exámenes requieren una inyección de un medio de contraste en la sangre. El medio de contraste más usual tiene gadolinio. El gadolinio se puede usar en pacientes con alergias al contraste con yodo. Es menos probable que un paciente tenga una alergia al material de contraste a base de gadolinio usado en la RMN que al contraste que contiene yodo usado en la TC.

Si el paciente sufre de claustrofobia o ansiedad, puede pedirle a su médico que le recete un sedante suave antes del examen.

Debe tenerse especial cuidado con objetos metálicos ocultos en la ropa, ya que estos pueden quemar la piel por el campo magnético tan intenso. Esto usualmente no representa un problema, ya que los pacientes suelen usar bata, sin embargo, es preciso cuidar los detalles.

Para los implantes de metal, la RMN es segura para los pacientes en la mayoría de los casos, con algunas excepciones. Los siguientes implantes tienen problemas y no deben ingresar al área de exploración de la RMN:

- implante coclear (del oído).
- algunos tipos de clips que se utilizan para los aneurismas cerebrales.

- algunos tipos de bobinas colocadas dentro de los vasos sanguíneos.
- casi todos los desfibriladores y marcapasos cardíacos.

Estos objetos pueden interferir con el examen y son un riesgo, según su naturaleza y la potencia del imán. Muchos implantes tienen instructivos que explican los riesgos con respecto a la RMN. Algunos aparatos implantados requieren cierto tiempo después de su colocación (usualmente seis semanas) antes de ser seguros para RMN. Los ejemplos incluyen (pero no son los únicos):

- Válvulas cardíacas artificiales.
- Puertos implantables para administrar medicamentos.
- Extremidades artificiales o prótesis metálicas para las articulaciones.
- Estimuladores nerviosos implantables.
- Broches metálicos, tornillos, placas, stents o grapas quirúrgicas.

Si existe duda de la presencia de objetos de metal, una radiografía podría identificarlos. En general, los objetos utilizados en las cirugías quirúrgicas no suponen ningún riesgo durante la RMN. No obstante, una articulación artificial reciente, podría necesitar la utilización de otro procedimiento de imagenología. Los empastes y aparatos dentales usualmente no son afectados por el campo magnético, pero pueden distorsionar imágenes del área facial o cerebral. Objetos metálicos cerca de los ojos (por algún accidente previo, por ejemplo) pueden moverse y causar daño.

En infantes y niños pequeños usualmente se requiere anestesia o sedación para completar la RMN sin que se muevan. Debe haber un médico o enfermera especializada en la administración de sedantes o anestesia para estos niños para su seguridad.

### 1.3 Fisiología del transporte de oxígeno<sup>2</sup>

La inmensa mayoría de los seres vivos dependen del oxígeno para vivir. En particular, los seres humanos lo necesitan para el metabolismo, aunque el cerebro y el corazón son particularmente sensibles a bajos niveles. Un nivel bajo de oxígeno se llama *hipoxia*. Una hipoxia grave de pocos minutos es fatal.

El oxígeno es transportado al cuerpo por una proteína con hierro llamada hemoglobina (Hb) que está contenida en las células rojas de la sangre, llamadas eritrocitos o glóbulos rojos. Cuando los pulmones respiran oxígeno, este se combina con la hemoglobina de los glóbulos rojos al pasar por los capilares de los pulmones. El corazón bombea la sangre al cuerpo y lleva el oxígeno a los tejidos.

Hemoglobina proviene de *heme* y *globina*, lo que indica que cada subunidad de hemoglobina es una proteína globular (de forma esférica) con un grupo hemo incrustado. Un grupo hemo (del griego αἷμα “sangre”) consiste en un ion ferroso ( $\text{Fe}^{2+}$ ) contenido en el centro de un gran heterociclo<sup>3</sup> orgánico llamado porfirina (ver figura 1). El ion ferroso de cada grupo hemo puede unirse a una molécula de  $\text{O}_2$  a través de fuerzas dipolares iónicas inducidas. El tipo más común de la hemoglobina en los mamíferos contiene cuatro de tales subunidades (o sea que cada molécula de hemoglobina puede transportar cuatro moléculas de  $\text{O}_2$ ). La hemoglobina está formada por dos grupos hemo  $\alpha$  y dos  $\beta$ , que difieren en el número de aminoácidos (141 y 146, respectivamente) y en la posición en la que se ubican los grupos hemo (ver figura 2)

---

<sup>2</sup> Gran parte de esta sección está tomada y adaptada de las referencias [1] y [2]

<sup>3</sup> Compuestos químicos cíclicos en los cuales los átomos miembros del ciclo pertenecen a dos o más elementos distintos



Figura 1. El grupo hemo beta. Imagen libre de derechos tomada de <https://es.dreamstime.com/imagenes-de-archivo-heme-b-el-componente-de-la-hemoglobina-image25691944>

Para que el oxígeno llegue a los tejidos de manera correcta deben suceder cinco cosas:

- El oxígeno debe ser respirado (o inspirado) del aire o un circuito de anestesia hacia los pulmones.
- El oxígeno debe pasar desde los espacios de aire en los pulmones (llamados alveolos) hacia la sangre. Esto se llama intercambio gaseoso alveolar.
- La sangre debe contener suficiente hemoglobina para transportar el oxígeno.
- El corazón debe ser capaz de bombear suficiente sangre a los tejidos para satisfacer lo requerimientos de oxígeno del cuerpo.
- El volumen de la sangre circulando debe ser el adecuado para asegurar que la sangre oxigenada llegue a todos los tejidos.

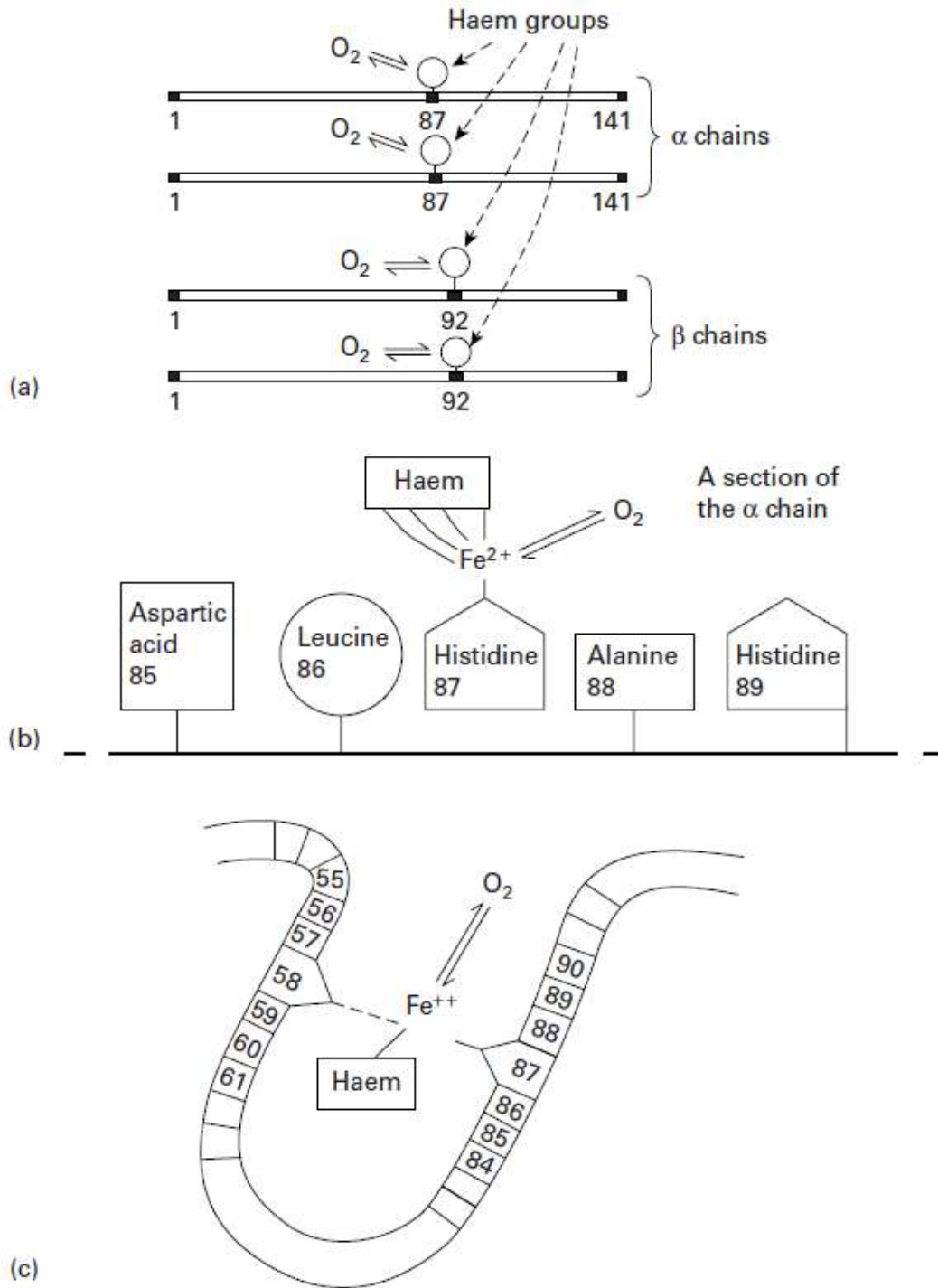


Figura 2. Estructura de la hemoglobina. (a) Dos cadenas alfa con 141 aminoácidos y dos beta con 149 aminoácidos. Se indica la posición donde se enlazan los oxígenos. (b) Enlace del grupo hemo a la cadena alfa. (c) Hendidura (estructura cuaternaria) donde se muestra el grupo hemo. Tomado de la referencia [2]

En cuanto a la cantidad de oxígeno que transporta la sangre, en una persona promedio con buena salud:

- Un gramo de hemoglobina se combina con 1.34 ml de oxígeno. Por tanto, a concentración normal de hemoglobina (15 g/dl), 100 ml (1 dl es igual a 100 ml) de sangre transportan aproximadamente 20 ml de oxígeno (15 por 1.34). Un poco de oxígeno se disuelve en la sangre.
- El corazón bombea alrededor de 5000 ml de sangre por minuto. Por tanto, se llevan 1000 ml de oxígeno por minuto a los tejidos.
- De esos 1000 ml de oxígeno, las células de los tejidos extraen 250 ml de oxígeno (por minuto). En consecuencia, si no hay absorción de oxígeno en los pulmones, sólo hay para tres minutos (únicamente el 75% del oxígeno transportado por la hemoglobina está disponible para los tejidos).
- Respirar 100% de oxígeno antes de la anestesia (preoxigenación) incrementa el oxígeno almacenado en los pulmones. Si la persona deja de respirar y no hay respiración artificial, la cantidad de oxígeno pulmonar disminuirá rápidamente. Si esta persona ha sido preoxigenada antes de la anestesia, se ganan valiosos minutos que pueden salvar su vida. Hay muchos casos donde esto podría ser fundamental: la madre gestante donde el útero crecido reduce el volumen de los pulmones y cuya demanda metabólica está aumentada por el feto, o los niños, que tienen pequeño volumen pulmonar y alta demanda metabólica, por lo que consumen el oxígeno muy rápido y pueden ser difíciles de preoxigenar.
- Las personas anémicas, las que tienen bajos niveles de hemoglobina<sup>4</sup>, no pueden transportar suficiente oxígeno en la sangre. A una concentración de hemoglobina de menos de 6 g/dl, el transporte de oxígeno es demasiado bajo para satisfacer el metabolismo. De

---

<sup>4</sup> El exceso de glóbulos rojos se denomina policitemia y su deficiencia se llama anemia.

manera similar, las personas que sufren hemorragias, tienen riesgo de muerte por baja oxigenación. En caso de cirugías con sangrado, los pacientes deben ser oxigenados (con oxígeno 100%). Esto hará que aumente la cantidad de oxígeno disuelto en la sangre y mejorará la cantidad transportada a los tejidos por una pequeña cantidad. La transfusión sanguínea puede salvar vidas.

#### 1.4 Saturación de oxígeno

La molécula de hemoglobina contenida en los glóbulos rojos puede transportar hasta cuatro moléculas de oxígeno, después de lo cual, se le describe como “saturada”. Si los cuatro sitios de enlace (el ion ferroso) atrapan una molécula de oxígeno, se dice que la saturación está al 100%. La mayoría de la hemoglobina en la sangre se combina con el oxígeno al pasar por los pulmones. Una persona saludable, con pulmones normales, respirando aire a nivel del mar, tendrá una saturación de oxígeno de entre 95 y 100%. La altitud cambia estos porcentajes. La sangre venosa, proveniente de los tejidos, contiene menos oxígeno y tiene una saturación de 75% (esto coincide con lo que dijimos en la sección anterior, donde mencionamos que solo se toman 250 ml de oxígeno por cada 1000ml transportados, por minuto).

Cuando la hemoglobina tiene unido  $O_2$  se llama oxihemoglobina o hemoglobina oxigenada ( $O_2Hb$ ), dando el aspecto rojo o escarlata intenso característico de la sangre arterial. Cuando pierde el oxígeno, se denomina desoxihemoglobina o hemoglobina reducida ( $HHb$ ), y presenta el color rojo oscuro de la sangre venosa (esto causa la cianosis, apariencia azulada en labios y uñas, cuando hay baja oxigenación). Esta diferencia de colores indica la diferencia en absorción de la luz cuando la sangre está saturada o no, y es la base de la medición de la saturación en sangre (oximetría).



La importancia de la saturación de la sangre puede verse de la curva de disociación de la oxihemoglobina. Se gráfica la presión parcial de oxígeno contra el porcentaje de saturación y se obtiene una curva de forma sigmoidea (Figura 3).

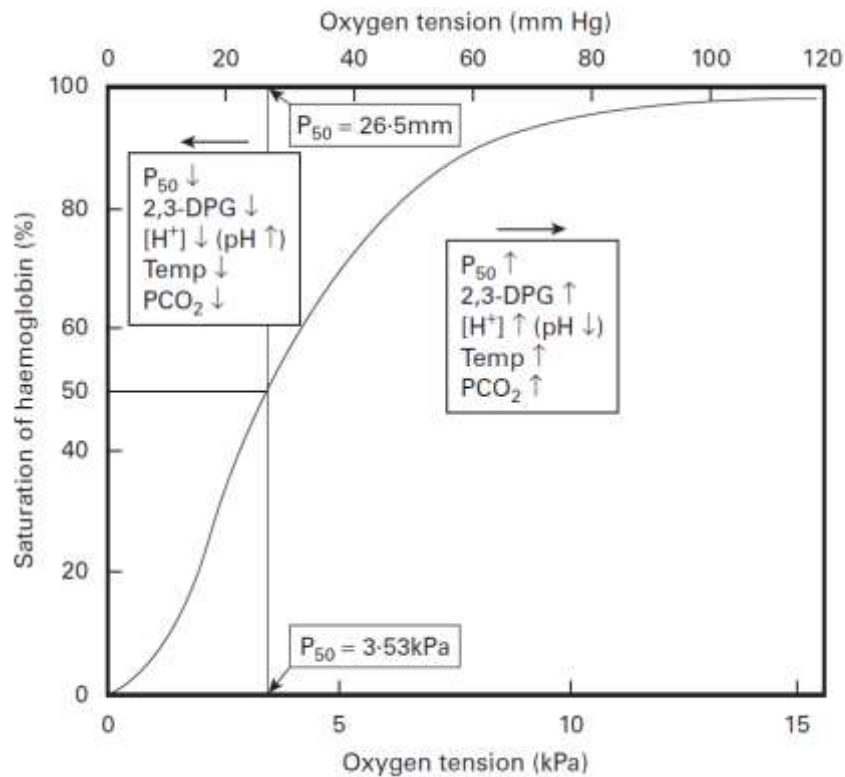


Fig. 3. Curva de disociación de oxihemoglobina contra la presión parcial de oxígeno. Tomado de la referencia [2]

De la curva puede verse que si la oxigenación baja de un cierto valor (80%-85%) el descenso en la oxigenación es abrupto (y puede ser mortal). También puede verse señalado el punto P<sub>50</sub> cuando la saturación de Hb es de 50% a un pH de 7.4 y una temperatura de 37 C. Se observa que corresponde a una presión parcial de 3.53 kPa o 26.5 mmHg. Este valor sirve para explicar la afinidad de distintos tipos de hemoglobina con el oxígeno. La HbA (hemoglobina adulta), tiene una P<sub>50</sub> de 26.5 mmHg, en tanto que la HbF (hemoglobina fetal) lo tiene a 20 mm de Hg. Esta diferencia permite a la HbF

extraer oxígeno de la HbA de la sangre placentaria de la madre para el feto. Cuando el niño nace, la HbF cambia por HbA.

La curva de disociación de Hb muestra que el enlace de un oxígeno aumenta la probabilidad de que se enlace otro oxígeno, en un sitio vacío (recuérdese que hay cuatro sitios de enlace en la Hb). En sentido opuesto, la liberación de un oxígeno aumenta la liberación del oxígeno en otros sitios. Este comportamiento es cooperativo, ya que las reacciones de enlace en un sitio influyen directamente en las reacciones de enlace de los otros sitios. Este comportamiento cooperativo es fundamental para el transporte de oxígeno en el cuerpo. En los pulmones, la Hb se satura en un 98% (98 % de los sitios de enlace de Hb están enlazados O<sub>2</sub>). Cuando la Hb viaja con la sangre, su nivel de saturación se reduce a un 32% (libero 66% de su oxígeno a las células). Sin comportamiento cooperativo la eficiencia se verá reducida notablemente (como ejemplo, la mioglobina tiene una eficiencia del 7%).

Este comportamiento cooperativo se basa en la propiedad de *alosterismo*. Se describe (principalmente para enzimas, aunque acá hablamos de proteínas) como la condición de que el enlace en un lugar de la molécula afecta en otro lugar de esta.

En la figura 3 se muestran que sucede si nos desplazamos a la izquierda o a la derecha. La tabla 1 muestra los efectos de estos desplazamientos.

Tabla 1. Efectos de un corrimiento hacia la izquierda o la derecha de la curva de disociación de la oxihemoglobina

Desplazamiento a la izquierda	Desplazamiento a la derecha
Aumento de afinidad	Disminución de afinidad
Disminución de P <sub>50</sub>	Aumento de P <sub>50</sub>
Oxigenación disminuida	Oxigenación aumentada

Las causas de estos corrimientos son varias, pero una en particular, es la que afecta de manera más importante, la afinidad del oxígeno. Todos los fosfatos tienen efecto en esta afinidad, pero sólo dos están presentes en

concentraciones significativas en los glóbulos rojos de la sangre: 2,3 difosfoglicerato (2,3 DPG) y adenosín trifosfato (ATP), la molécula que da la energía para sostener la vida. El 2,3 DPG tiene un efecto considerable en el control de la afinidad: cuando aumenta la concentración de 2,3 DPG en los eritrocitos reduce la afinidad del oxígeno, y viceversa, cuando disminuye la concentración la afinidad aumenta. Esto explica, por ejemplo, porque la sangre almacenada pierde su capacidad de oxigenar con el tiempo: hay un descenso en la concentración de 2,3 DPG. El DPG es el responsable del metabolismo de la glucosa en los glóbulos rojos<sup>5</sup>. Otra cosa importante de mencionar es que el DPG también participa (por el mismo mecanismo citado) en el de la metahemoglobina reductasa, la encargada de mantener el estado reducido del hierro en los grupos hemo.

Otra causa se debe al aumento de la concentración o disminución de iones hidrógeno. Bohr propuso, en 1904, este efecto. El aumento de oxigenación en los pulmones y la rápida liberación de O<sub>2</sub> en los tejidos gracias a los efectos del pH y la presión parcial del dióxido de carbono, pCO<sub>2</sub>, se llaman efecto Bohr. Por esto los tejidos con metabolismo rápido (como el músculo durante la contracción) generan grandes cantidades de iones de hidrógeno y dióxido de carbono, para aumentar rápidamente la afinidad (y, en consecuencia, satisfacer sus requerimientos). Para liberar O<sub>2</sub> donde se necesita, la Hb ha evolucionado para responder a las concentraciones de estas dos sustancias. Al igual que el 2,3-BPG, los iones de hidrógeno y el dióxido de carbono son efectores alostéricos de la hemoglobina que se unen a sitios distintos a los sitios de enlace del dioxígeno.

La tabla 2 resume las causas del desplazamiento de la afinidad de la oxihemoglobina.

---

<sup>5</sup> Es la forma de obtener energía a partir de la glucosa. Esto se logra por la vía Embden-Myerhof, a partir de la cual se obtiene ATP de la glucosa (glucolisis)

Tabla 2. Causas del desplazamiento en la curva de oxihemoglobina

Desplazamiento a la izquierda	Desplazamiento a la derecha
Disminución en la concentración del ion hidrógeno (aumento de pH)	Aumento en la concentración del ion hidrógeno (disminución de pH)
Disminución de temperatura	Aumento de temperatura
Disminución en $pCO_2$	Aumento en $pCO_2$
Disminución en 2, 3 DPG en los glóbulos rojos	Aumento en 2, 3 DPG en los glóbulos rojos
Disminución de ATP en los glóbulos rojos	Aumento de ATP en los glóbulos rojos
Aumento de oxihemoglobina	Disminución de zinc en los glóbulos rojos
Aumento de metahemoglobina	Hemoglobina anormal
Hemoglobina anormal	

La figura 4 muestra las variaciones en la curva de  $O_2Hb$  con el pH y la temperatura, respectivamente.

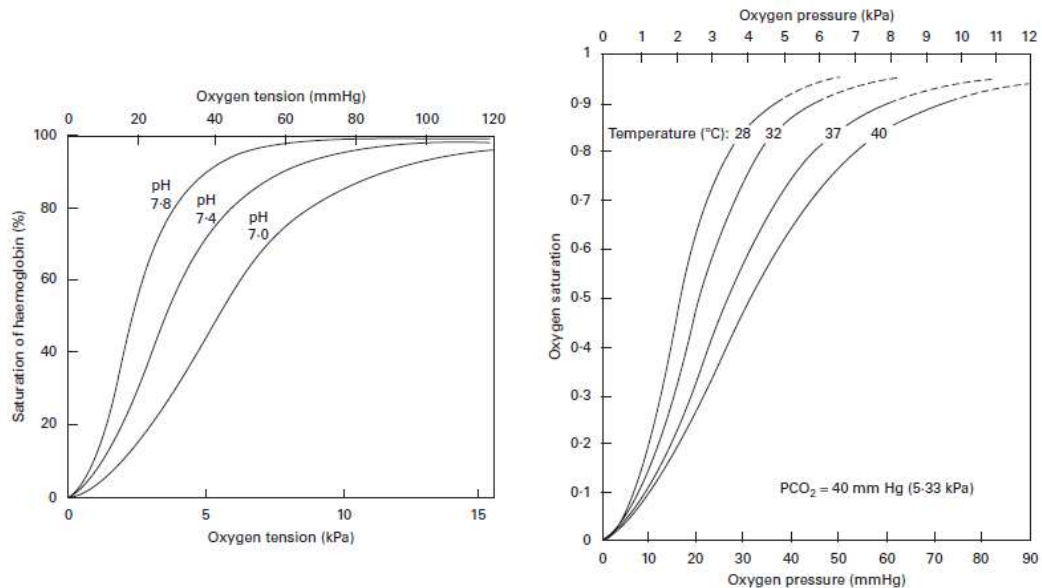


Figura 4. Cambios en la curva de oxihemoglobina con el pH y la temperatura

## 1.5 Justificación

La falibilidad de la cianosis para indicar hipoxia arterial fue remarcada por Comroe y Bothelo<sup>6</sup>, quienes mostraron que 11% de médicos experimentados no fueron capaces de detectar cianosis cuando la saturación de oxígeno en individuos sanos se había reducido hasta 75%. De manera similar, Lundsgaard y Van Slyke<sup>7</sup> resumieron los factores que contribuyen a la cianosis, concluyendo que, aproximadamente, debe haber 5 g de hemoglobina reducida por 100 ml de sangre capilar para producir cianosis visible. La detección de cianosis depende de variables como el paciente, el ambiente y el observador, y es, por tanto, una guía muy pobre para detectar hipoxia arterial. En las mejores condiciones, la desaturación se nota hasta que ha caído a menos del 85%.

Cuando no teníamos la oximetría de pulso, se habían hecho muchos intentos de desarrollar instrumentos para detectar hipoxia. Sin embargo, eran incapaces de separar la oxigenación arterial de la venosa y de la sangre capilar. Fue hasta que llegaron los microprocesadores que esta separación pudo hacerse.

La oximetría de pulso, que diferencia entre sangre arterial (pulsátil) y capilar venosa (de suave flujo) ha permitido monitorear a los pacientes durante la anestesia, así como la circulación de la sangre. Su éxito es tal, que en muchos países es obligatorio acompañar la anestesia con la oximetría. La medición de la saturación de oxígeno es, por tanto, el método más usado y confiable en la actualidad para el cuidado y manejo de los pacientes anestesiados.

No obstante, su uso se complica dentro de las salas de resonancia magnética donde no pueden contener elementos metálicos (La misma

---

<sup>6</sup> Comroe JH, Botelho S. The unreliability of cyanosis in the recognition of arterial anoxemia. *Am J Med Sci* 1947;**214**:1–6.

<sup>7</sup> Lundsgaard C, Van Slyke DD. Cyanosis. *Medicine* 1923;**2**:1.

problemática hay con otros elementos como bombas de infusión para inyectar fluidos en pacientes de cuidado intensivo que requieren IRM). En consecuencia, algunas compañías han desarrollado instrumentos específicos para resolver esta problemática. Sin embargo, los oxímetros para IRM disponibles en nuestro país son caros y su mantenimiento es especializado, lo que limita la utilidad de las pruebas de RMN en pacientes con requerimientos anestesiológicos.

Considerando lo anterior, propusimos una extensión óptica para el oxímetro, que puede trabajar en estas condiciones, con la consiguiente facilidad de uso y adquisición, así como un mantenimiento y un uso más sencillo. Para ello, nos basamos en un instrumento ya existente, trabajado por el ingeniero Adán Torralba Ayance en su tesis de licenciatura, en la cual diseñó un oxímetro inalámbrico a partir de un circuito fotocentral.

### 1.6 Objetivo

Diseñar un prototipo de una extensión óptica para el oxímetro de la sala de RMN mediante fibras ópticas, para enviar la señal y recibirla de regreso, sin necesidad de perforar las paredes de la sala o la ventana de observación. Probar la viabilidad del prototipo y sugerir mejoras al diseño original.

## 2 Marco teórico

### 2.1 La luz como método espectroscópico en medicina

Desde hace tiempo se ha buscado “mirar” dentro del cuerpo, tanto para fines de diagnóstico y terapéuticos, como de investigación: empezando por la disección y vivisección en épocas antiguas, hasta los modernos métodos que permiten diagnosticar y tratar con el menor daño posible. Entre estos medios modernos, el uso de radiación electromagnética es ubicuo (rayos X, tomografía, etc.), y uno de los métodos más usados actualmente es la oximetría, el uso de la luz para conocer el porcentaje de oxigenación de la sangre. Esta aplicación ha permitido de manera muy cómoda y no invasiva, detectar problemas y anomalías en el funcionamiento adecuado del cuerpo. La figura 5 muestra dónde se encuentra la oximetría en términos de invasividad y complejidad.



Figura 5. Tipos de métodos de diagnóstico en función de la transformación del medio (muestras, tejidos y órganos) y la complejidad del análisis necesario. Tomada de [3]

Como puede verse, la oximetría es no invasiva, un método *ex vivo*<sup>8</sup>, pero requiere un análisis más complicado. Afortunadamente este análisis es posible por la gran capacidad de procesamiento de las computadoras y circuitos electrónicos actuales.

En términos simples, un oxímetro consta de tres elementos: un emisor de luz (en dos longitudes de onda distintas), un detector (un fotodiodo o un fotorresistor) y la electrónica para procesar y mostrar la información (una computadora o microprocesadores y circuitos). Frecuentemente el emisor y el detector se colocan en un dedal (aunque puede haber oxímetros que no se colocan en el dedo, si no en el lóbulo de la oreja o en la nariz). La microelectrónica ha permitido, incluso, que el procesamiento y despliegue de la información suceda en el mismo dedal. La figura 6 muestra el detalle del dedal y un oxímetro “compacto” de este tipo.

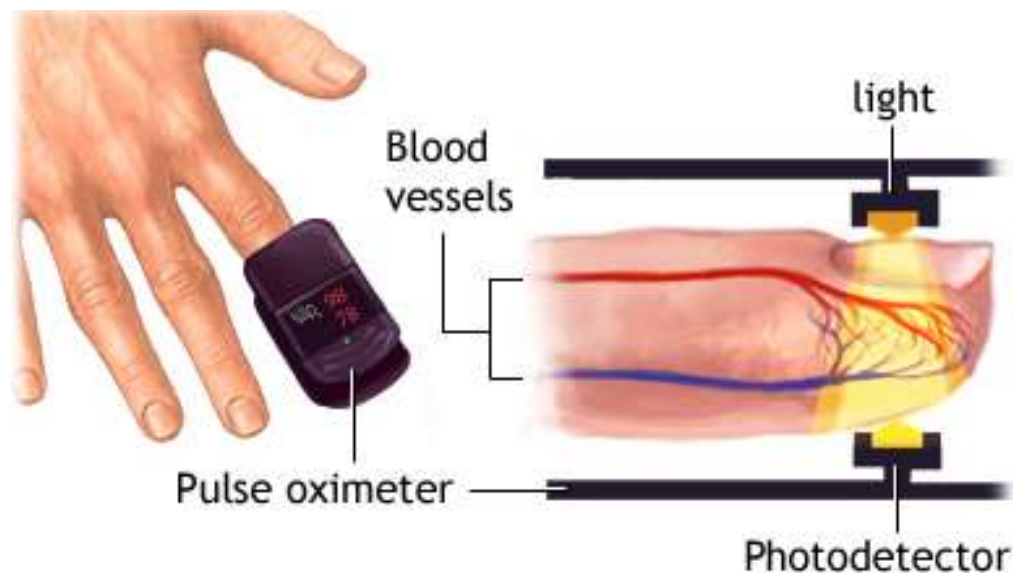


Figura 6. Sección transversal del dedal de un oxímetro, donde se muestran el emisor y el detector de la luz, a la derecha. A la izquierda se muestra un oxímetro con el display y la unidad de proceso totalmente empaquetados en el dedal.

Tomado de: <http://penmedicine.adam.com/content.aspx?productid=28&pid=28&qid=000214>

<sup>8</sup> *Ex vivo* (en latín: fuera de lo vivo) significa lo que tiene lugar fuera de un organismo. Tomado aquí en su sentido literal, aunque hay la tendencia de considerarlo aplicado a los experimentos o medidas realizados en tejidos biológicos de un organismo en un ambiente artificial, fuera del organismo, minimizando las alteraciones de las condiciones naturales.



Una última aclaración es que hay dos tipos de oxímetro: de transmisión, como el que mostramos en la figura 6, y de reflexión, en los que el detector y el emisor *están del mismo lado* y la medición no se hace sobre luz transmitida, sino reflejada. Los últimos teléfonos de una marca coreana de gama alta incorporan oxímetros de reflexión entre su tecnología.

## 2.2 Absorción de la luz por la sangre

En 1864 Georg Gabriel Stokes descubrió el pigmento que es el portador de oxígeno en la sangre. El mismo año, Felix Hoppe-Seyler lo purificó y lo llamo hemoglobina (Hb). Como cualquier pigmento tiene un espectro de absorción (y también de reflexión). Cuando el oxígeno se une a la hemoglobina ( $O_2Hb$ ) cambia su espectro de absorción. Es un fenómeno similar al que ocurre cuando el hierro se oxida en el medio ambiente, adquiere un color rojizo. La sangre oxigenada tiene un color rojo más brillante, la sangre desoxigenada tiene un color rojo muy oscuro<sup>9</sup>. En la figura 7 puede verse el espectro de absorción para las cuatro formas de la Hb en la sangre.

---

<sup>9</sup> Un mito popular afirma que la sangre en las venas (desoxigenada) es azul y que, al salir al medio ambiente, por la oxidación se torna rojiza. Esto es una mentira, basada tal vez, en el hecho de que las venas de las personas de tez clara se notan a través de la piel. La explicación radica en tres factores: 1) como se reflejan los diferentes colores en la piel, 2) que las venas son más visibles que las arterias y 3) la percepción visual de los colores. En el artículo siguiente: Alwin Kienle, Lothar Lilge, I. Alex Vitkin, Michael S. Patterson, Brian C. Wilson, Raimund Hibst, and Rudolf Steiner, "Why do veins appear blue? A new look at an old question," *Appl. Opt.* 35, 1151-1160 (1996), se explican muy bien estos factores. Es un artículo muy citado en ámbitos de óptica y ciencias biológicas. Está disponible en línea en <http://eequalsmcq.com/blue%20blood.pdf>. Por cierto, sí hay animales de sangre azul, como los pulpos, las arañas y los caracoles. Su sangre es azul porque en lugar de hemoglobina tienen hemocianina, que a diferencia de la hemoglobina usa cobre en lugar de hierro para fijar el oxígeno.

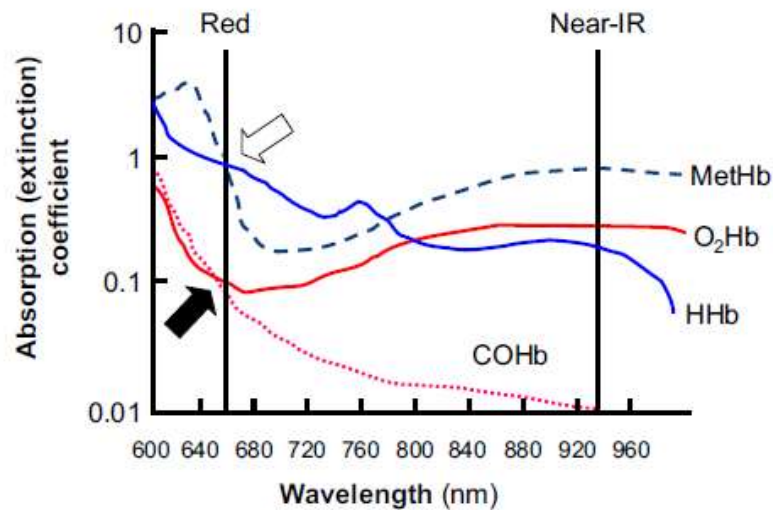


Figura 7. Espectro de Absorción para O<sub>2</sub>Hb (oxihemoglobina), HHb (desoxihemoglobina), COHb (carboxihemoglobina), y MetHb (metahemoglobina). El coeficiente de absorción (o sea, la extinción) de las cuatro especies de Hb se grafica como función de la longitud de onda. Se nota que COHb y O<sub>2</sub>Hb absorben la luz roja de manera muy similar cerca de 650 nm (señalado por la flecha negra). De forma análoga, la absorbancia del MetHb y HHb son casi idénticas en esa longitud de onda (marcado por la flecha blanca), y que MetHb absorbe el rojo y el cercano IR en la misma cantidad. Tomado de la referencia [4]

De la oxihemoglobina (O<sub>2</sub>Hb) y la desoxihemoglobina (HHb) ya hemos escrito en la introducción. Los otros dos tipos de hemoglobina son la metahemoglobina (MetHB) y la carboxihemoglobina (COHb). Es importante mencionar ambas porque su cuantificación hace la diferencia entre saturación funcional de oxígeno y saturación fraccional de oxígeno, como explicaremos posteriormente. También, concentraciones anormales de ambas, hacen que la medida de la saturación de oxígeno tenga valores erróneos. Suele llamársele a ambas dishemoglobinas<sup>10</sup>, haciendo referencia a que no participan en el transporte del oxígeno en la sangre a los tejidos.

La metahemoglobina es una forma de la metaloproteína<sup>11</sup> hemoglobina, en la que el hierro está en estado Fe<sup>3+</sup> (férrico), no el Fe<sup>2+</sup> (ferroso) de la

<sup>10</sup> El prefijo dis en medicina (que proviene del griego δισ) puede entenderse como anomalía o dificultad.

<sup>11</sup> Es una proteína que contiene un ion metálico como cofactor, es decir, un componente no proteico necesario para la acción de una enzima.

hemoglobina normal. La metahemoglobina se une al oxígeno más intensamente que la hemoglobina, por lo que no puede descargar oxígeno a los tejidos. En la sangre una pequeña cantidad de metahemoglobina se produce espontáneamente, pero si hay en exceso, la sangre se vuelve anormalmente oscura, de color marrón azulado. Una enzima convierte la metahemoglobina en hemoglobina.

En condiciones normales, entre uno y dos por ciento de la hemoglobina de una persona es metahemoglobina. Un porcentaje más alto que este puede ser genético o por exposición a diversos productos químicos y medicinas (como los nitritos y nitratos usados como conservadores de carne o el anestésico Benzocaína) y puede causar problemas de salud conocidos como metahemoglobinemia. Un nivel más alto de metahemoglobina tenderá a hacer que un oxímetro de pulso lea más cerca del 85%, independientemente del nivel real de saturación de oxígeno.

La carboxihemoglobina se forma cuando el monóxido de carbono (CO) se une a la hemoglobina. El problema es que esta unión es irreversible, haciendo que la hemoglobina deje de ser útil para el transporte de oxígeno. La intoxicación por monóxido de carbono es una forma de hipoxia anémica porque hay deficiencia de hemoglobina disponible para transportar oxígeno. Otro de los grandes problemas es que el CO tiene una afinidad mucho mayor por el oxígeno (entre 200 y 500 veces mayor), haciendo que inhalación de pequeñas dosis sea muy peligrosa. El color rojo cereza de la COHb provoca que no se presente cianosis.

La toxicidad del CO puede deberse a la exposición de muchas fuentes, incluyendo motores de propano, gas natural, escapes de automóviles, generadores portátiles de electricidad, chimeneas de leña de gas, calentadores de queroseno, humo de incendios, y pinturas en aerosol como diclorometano. En ciudades muy contaminadas el valor de COHb puede ser mayor de lo normal. En fumadores pasivos suele ser ligeramente más alta de

lo normal (alrededor de 2.5-2.7%, aunque depende de la exposición), que en no fumadores (se acepta que debe ser menos del 2%). Los valores de los fumadores dependen de la cantidad de cigarrillos al día, pero puede subir hasta 10%<sup>12</sup>.

Considerando que no hay una causa de medición inexacta como la causada por las dishemoglobinas, en una persona sana pueden usarse la absorción de O<sub>2</sub>Hb y Hb en dos longitudes de onda distintas (donde no coincida la absorción de ambas, en el punto *isobéptico*<sup>13</sup>), usualmente rojo e infrarrojo cercano (señalados por las líneas verticales en la figura 7) para distinguir la cantidad presente de cada una de ellas. Sin embargo, hay un problema que vuelve compleja esta medición: la gran cantidad de componentes presentes en los tejidos biológicos, además de la sangre.

### 2.3 Ley de Lambert-Beer y saturación de oxígeno<sup>14</sup>

Cuando la luz incide sobre una solución con una muestra suceden varias cosas con la luz incidente:

- Hay reflexión en las interfases, por lo que se pierde una fracción de energía.

---

<sup>12</sup> Ver, por ejemplo: Ramirez, H. B., Alvarez, R. F., Cuadrado, G. R., Gonzalez, C. M., Jerez, F. R., & Clara, P. C. (2014). Elevated carboxyhemoglobin: sources of carbon monoxide exposure. Archivos de Bronconeumología es consultada el 24 de septiembre de 2018.

<sup>13</sup> Es un término usado en espectroscopia, un punto isobéptico es la longitud de onda (o puede expresarse como número de onda o frecuencia) en la que la absorbancia total de una muestra no cambia durante una reacción química o un cambio físico de la muestra. Proviene de dos palabras griegas: "iso", igual, y "sbestos", extinguido. En nuestro caso la reacción química de la muestra es la oxigenación-desoxigenación de la Hb.

<sup>14</sup> Para esta parte me base fundamentalmente en [https://www.slideshare.net/pabitramani/analytical-class-spectroscopy-turbidimetry?from\\_action=save](https://www.slideshare.net/pabitramani/analytical-class-spectroscopy-turbidimetry?from_action=save) consultado el 28 de septiembre de 2018.

- Hay esparcimiento en las moléculas de la muestra, produciendo, también, una pérdida de energía.
- Hay una atenuación debida a la absorción de luz por la muestra.
- Adicionalmente, dependiendo de la muestra, puede haber fenómenos como la fluorescencia o no lineales.

De la luz incidente sobre la muestra ( $I_0$ ), una parte se trasmite ( $I_t$ ), otra parte se refleja ( $I_r$ ) y otra más se absorbe ( $I_a$ ):

$$I_0 = I_r + I_t + I_a \quad (1)$$

Usualmente, la reflexión se considera en la calibración y se elimina (se descuenta de la intensidad incidente), por lo que sólo se consideran la parte transmitida y absorbida:

$$I_0 = I_t + I_a \quad (2)$$

La absorción es directamente proporcional a la distancia ( $l$ ) que tiene que atravesar la luz (ley de Lambert), por tanto, podemos proponer que:

$$\frac{dI}{dl} = -kl \quad (3)$$

$k$  es una constante y la solución es:

$$I_t = I_0 e^{-kl} \quad (4)$$

Por cuestiones de facilidad de comparación, se prefiere trabajar con logaritmos decimales en vez de naturales:

$$I_t = I_0 e^{-kl} = I_0 10^{-0.4343kl} = I_0 10^{-Kl} \quad (5)$$

La constante  $K=k/2.3026$  se llama usualmente *coeficiente de absorción*. Se define como el recíproco de la distancia  $l$  que se requiere para disminuir la intensidad de la luz a un décimo de su valor inicial:

$$\frac{I_t}{I_0} = 0.1 = 10^{-Kl} \quad (6)$$

De donde

$$Kl = 1 \rightarrow K = \frac{1}{l} \quad (7)$$

La razón  $I_t/I_0$  es la fracción de la luz transmitida en un medio de espesor  $l$  y se llama *transmitancia*  $T$ :

$$T = \frac{I_t}{I_0} \quad (8)$$

Su recíproco  $I_0/I_t$  es la opacidad, y su logaritmo decimal es la absorbancia (formalmente, densidad óptica):

$$A = \log\left(\frac{I_0}{I_t}\right) \quad (9)$$

La absorción también depende de la concentración ( $c$ ) de la muestra en la solución (ley de Beer) y:

$$\frac{dI}{dc} = -k'c \quad (10)$$

Cuya solución es:

$$I_t = I_0 e^{-k'c} \quad (11)$$

Donde  $k'$  es una constante. Pasando a logaritmo decimal:

$$I_t = I_0 e^{-k'c} = I_0 10^{-0.4343k'c} = I_0 10^{-K'c} \quad (12)$$

Si combinamos ambas leyes en una sola, obtenemos la ley de Lambert-Beer:

$$I_t = I_0 10^{-acl} \quad (13)$$

Esta es la ecuación fundamental de la colorimetría y la espectrofotometría. De la anterior ecuación:

$$acl = \log\left(\frac{I_0}{I_t}\right) \quad (14)$$

El valor de  $a$  depende de cómo se expresen las constantes  $c$  y  $l$ . Si  $c$  se da en mol/L y  $l$  en cm,  $a$  se expresa como  $\varepsilon$ , *el coeficiente de extinción molar*. Por lo anterior, la absorbancia queda:

$$A = \varepsilon cl = \log\left(\frac{I_0}{I_t}\right) = \log\left(\frac{1}{T}\right) - \log T \quad (15)$$

Si de esta última ecuación queremos graficar la transmitancia contra la concentración (con la misma muestra y el mismo espesor), tenemos que

$$T = 10^{-\epsilon cl} \quad (16)$$

Y la absorbancia con respecto a la concentración queda (con la misma muestra y el mismo espesor):

$$A = \epsilon cl \quad (17)$$

La figura 8 muestra ambas gráficas.

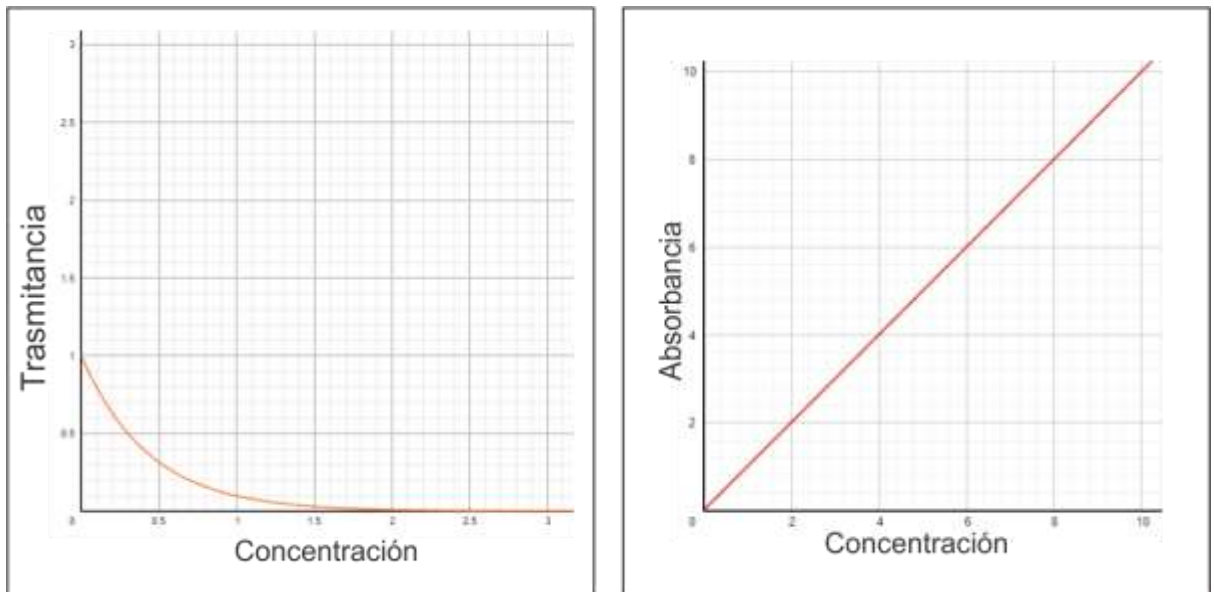


Figura 8. La dependencia de la transmitancia y la absorbancia contra la concentración.

A partir de la absorbancia, y conociendo el coeficiente de extinción, puede calcularse la concentración de  $O_2Hb$  y  $HHb$ . Definamos la saturación de oxígeno como:

$$SO_2 = \frac{C_{O_2Hb}}{C_{HHb} + C_{O_2Hb}} \quad (18)$$

Donde  $c_{O_2Hb}$  y  $c_{HHb}$  son las concentraciones de oxihemoglobina y desoxihemoglobina respectivamente y  $SO_2$  es la  *saturación funcional de oxígeno*<sup>15</sup>.

Si sólo hay dos tipos de muestra en la disolución, la absorbancia total es la suma de las absorbancias individuales. Y si se mide en dos longitudes de onda diferentes tenemos que:

$$A_{\lambda_1} = (\varepsilon_{HHb\lambda_1}c_{HHb} + \varepsilon_{O_2Hb\lambda_1}c_{O_2Hb})l \quad (19)$$

$$A_{\lambda_2} = (\varepsilon_{HHb\lambda_2}c_{HHb} + \varepsilon_{O_2Hb\lambda_2}c_{O_2Hb})l \quad (20)$$

Resolviendo este sistema de dos ecuaciones para las concentraciones y sustituyendo en la saturación de oxígeno:

$$SO_2 = \frac{\left(\frac{A_{\lambda_1}}{A_{\lambda_2}}\right)\varepsilon_{HHb\lambda_2} - \varepsilon_{HHb\lambda_1}}{\left(\frac{A_{\lambda_1}}{A_{\lambda_2}}\right)(\varepsilon_{HHb\lambda_2} - \varepsilon_{O_2Hb\lambda_2}) + (\varepsilon_{O_2Hb\lambda_1} - \varepsilon_{HHb\lambda_1})} \quad (21)$$

Como puede verse, a partir de los coeficientes de extinción (tabulados) y de las absorbancias (medidas), puede calcularse la saturación de oxígeno.

Una aclaración importante es el papel de las dishemoglobinas en la definición de saturación de oxígeno. Si consideramos los cinco tipos de hemoglobina<sup>16</sup> presente, la saturación de oxígeno podría definirse:

$$FSO_2 = \frac{c_{O_2Hb}}{c_{HHb} + c_{O_2Hb} + c_{MetHb} + c_{COHb} + c_{SHb}} \quad (22)$$

A esta forma de trabajar la saturación de oxígeno se le llama  *saturación fraccional de oxígeno* y es el verdadero porcentaje de saturación. Sin

<sup>15</sup> A la saturación de la sangre arterial se le denomina  $SaO_2$ . A la medida con el oxímetro se le denomina  $SpO_2$ . Esto para recalcar que fue medida de manera  *periférica*, aunque suelen reportarse como equivalentes en la literatura. Entonces, en oximetría de pulso, se le llama, de manera indistinta, a la saturación de oxígeno  $SpO_2$  o  $SaO_2$ .

<sup>16</sup> Agregamos aquí, por cuestiones de precisión una quinta dishemoglobina, la sulfhemoglobina (SHb), pero su concentración es tan baja que suele no contabilizarse en la definición de saturación fraccional de oxígeno.



embargo, como mencionamos anteriormente, en circunstancias normales, la concentración de metahemoglobina y carboxihemoglobina son bajas, por lo que la saturación funcional (la que mide el oxímetro) y la fraccional (la verdadera) son aproximadamente iguales. Eso explica porque algunas condiciones anormales falsean la medida del oxímetro (por ejemplo, el envenenamiento con monóxido de carbono hace que la concentración de carboxihemoglobina sea más alta, lo que haría que la oxigenación medida por el oxímetro (funcional) sea mayor que la real (fraccional).

#### 2.4 Pletisismografía y medición de $SaO_2$

Como dijimos anteriormente, de la ecuación (21), a partir de los coeficientes de extinción (tabulados) y de las absorbancias (medidas), puede calcularse la saturación de oxígeno. Sin embargo, hay dos problemas:

1. La presencia de muchos componentes: sangre venosa<sup>17</sup>, tejidos y otros elementos, que hacen que no sólo haya absorción de  $O_2Hb$  y  $HHb$ .
2. La absorción es variable porque el corazón está bombeando sangre, lo que hace que su cantidad varíe en cada ciclo cardiaco (y por ende la cantidad de luz absorbida). Esto hace que aparezca una componente pulsátil en la medición.

Curiosamente, el problema 2 permite resolver el problema 1, y medir la saturación de oxígeno. El método por el que se logra separar la absorción de todos los tejidos y componentes es por lo que se llama a esto oximetría de

---

<sup>17</sup> Recuérdese que la sangre venosa también lleva oxígeno, pero en una cantidad menor que la sangre arterial.

pulso. La oximetría de pulso utiliza la actividad fisiológica del pulso cardíaco como base para determinar  $\text{SaO}_2$ <sup>18</sup>.

Por tanto, antes de calcular explícitamente cómo se obtiene  $\text{SaO}_2$  a partir del flujo pulsátil, revisamos, brevemente, algunos aspectos del sistema circulatorio.

#### 2.4.1 Venas, arterias y sistema circulatorio<sup>19</sup>

El sistema circulatorio consiste en una red de vasos sanguíneos conectada a una bomba (el corazón). Dentro de él circula la sangre (un tipo de tejido conectivo fluido) contenida completamente dentro de un circuito (sistema vascular). El sistema de entrega de sangre está compuesto de dos circuitos separados:

- El circuito pulmonar (suministrado por el lado derecho del corazón), que recibe sangre que regresa al corazón desde el cuerpo y lo bombea a los pulmones (este circuito sirve para intercambiar dióxido de carbono en la sangre con oxígeno de los pulmones).
- El circuito sistémico (suministrado por el lado izquierdo del corazón) toma la sangre recién oxigenada y la entrega a todo el cuerpo.

---

<sup>18</sup> La idea de utilizar el ritmo cardíaco como el "filtro" para la medición in vivo se descubrió en Japón. El ingeniero Takuo Aoyagi, trabajando en un oxímetro desarrollado durante la segunda guerra mundial por E. H. Wood para prevenir el desmayo de los pilotos, intentaba medir la salida cardíaca con un tinte en la sangre. Usaron indocianina y luz de 805nm y 900 nm para aumentar la sensibilidad al tinte y que la  $\text{SaO}_2$  afectara lo menos posible sus mediciones. Su idea era obtener una curva de calibración. Sin embargo, al experimentar con animales, notaron una variación pulsante que hacia imposible extrapolar datos en la parte decreciente de la gráfica. Posteriormente Aoyagi notó que cuando se aguantaba la respiración, afectaba la "interferencia" pulsátil. Esto le dio la pauta para vislumbrar que esta podría ser una manera de medir la oxigenación. Ver: Aoyagi, T. (2003). Pulse oximetry: its invention, theory, and future. *Journal of anesthesia*, 17(4), 259-266. También: Severinghaus, J. W. (2007). Takuo Aoyagi: discovery of pulse oximetry. *Anesthesia & Analgesia*, 105(6), S1-S4.

<sup>19</sup> Susan, P. D. W., & Denton, A. (2004). *Your Body. How It Works. The Circulatory System*.

En ambos circuitos, la sangre viaja a través de una serie de vasos sanguíneos. La sangre se bombea fuera del corazón en grandes arterias musculadas que se ramifican en otras más pequeñas (arteriolas), seguidas de intrincadas redes de capilares diminutos. Los capilares son los sitios de intercambio entre la sangre y las células cercanas. Después de dejar los capilares, la sangre se recoge en las vénulas (venas de tamaño mayor que los capilares), antes de ser devueltas al corazón por venas. En ambos sistemas, las arterias extraen la sangre del corazón, y las venas llevan la sangre hacia el corazón. Las arterias nacen en los ventrículos y “salen” del corazón, las venas terminan en las aurículas y “entran” al corazón. La sangre es impulsada con cada latido y viaja a todo el cuerpo. La sangre siempre entra en el corazón por las aurículas y sale por los ventrículos. La figura 9 muestra el sistema circulatorio de manera sintetizada.

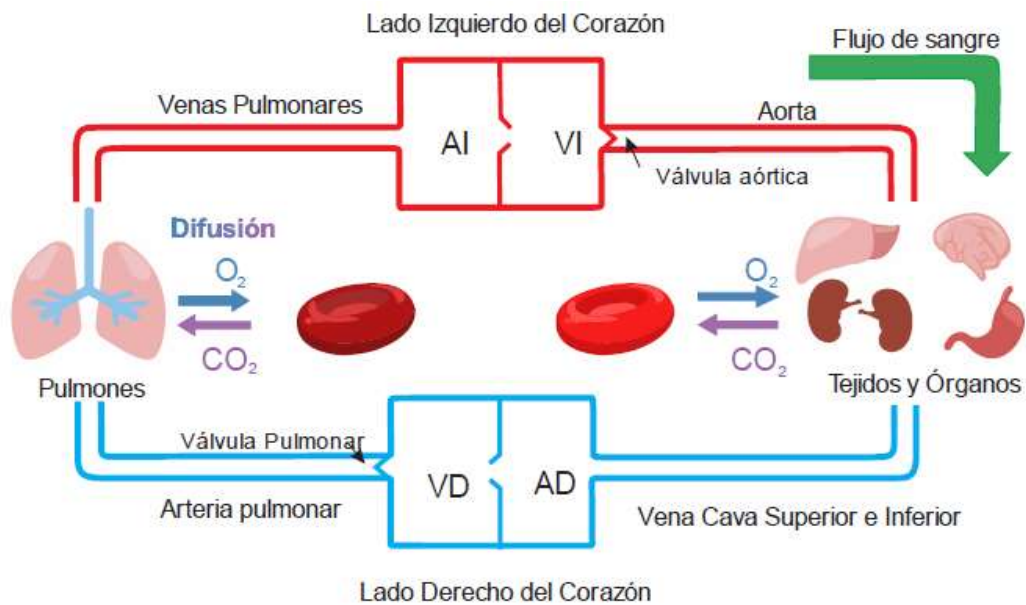


Figura 9. El sistema circulatorio. El color rojo representa sangre con alta oxigenación, el color azul, sangre con menor oxigenación. Se muestra donde la sangre libera oxígeno y absorbe dióxido de carbono (en tejidos y órganos, a la derecha de la imagen) y dónde libera dióxido de carbono y absorbe O<sub>2</sub> (en los pulmones, lado izquierdo de la imagen). AI: aurículo izquierdo, VI: ventrículo izquierdo, AD: aurículo derecho, VD: ventrículo derecho. Imagen tomada de la referencia [6].

Hay más venas que arterias. Además, su estructura es muy diferente. Las venas tienen un diámetro mayor que las arterias, por lo que pueden contener más sangre. En contraste, sus paredes no son tan elásticas ni tan gruesas como la de las arterias. Para entender esta diferencia tenemos que ver cómo están conformadas ambas. La figura 10 muestra las paredes de venas y arterias.

La pared de las arterias es mucho más gruesa y tiene la capa muscular más desarrollada, por lo que son más elásticas y resistentes. Las venas tienen unas válvulas que reciben el nombre de válvulas semilunares. Estas válvulas venosas se encargan de evitar que la sangre regrese. Las arterias son elásticas para que el flujo de sangre sea continuo y no intermitente: cuando el corazón bombea, empujando la sangre por las arterias, ellas se “hinchán” permitiendo la entrada de más sangre y actuando como reservorio momentáneo. Cuando cesa el empuje, el flujo tendería a interrumpirse, pero la elasticidad de la arterias hinchadas y llenas hace que está sangre “almacenada”, compense la falta de empuje. Esto se llama efecto *Windkessel*<sup>20</sup> y es uno de los dos modelos básicos para explicar el flujo arterial<sup>21</sup>.

Como ya hemos dicho, las venas y las arterias llevan en su interior sangre oxigenada, aunque se suele pensar (equivocadamente) que las que llevan la sangre oxigenada son las arterias porque son las que la reparten a todo el cuerpo. Las venas solamente llevan sangre oxigenada desde los pulmones hasta el corazón a través de las venas pulmonares.

En general, para cada vena existe una arteria complementaria que irriga la misma zona y que suele llevar el mismo nombre, aunque hay excepciones.

---

<sup>20</sup> Hay videos en YouTube que ilustran experimentalmente este efecto con material sencillo como mangueras, guantes de latex y bombas para inflar llantas.

<sup>21</sup> Ver Mei, C. C., Zhang, J., & Jing, H. X. (2018). Fluid mechanics of Windkessel effect. *Medical & biological engineering & computing*, 1-10.

Por ejemplo, la vena yugular y la arteria carótida son complementarias y ambas se encargan del flujo sanguíneo de la cabeza.

En los dedos, que es la parte que nos importa para nuestro oxímetro, las arterias terminan, como tales en la frontera entre la primera (falange distal) y segunda falange (falange medial) y están en los lados. Las venas están un poco menos cargadas hacia los lados, aunque tampoco están en el centro. Lo que está en la parte medial de los dedos, donde ponemos nuestro oxímetro, son arteriolas, capilares y vénulas, sin embargo, la diferencia de elasticidad sigue siendo cierta. Esta diferencia en la elasticidad de arterias y venas es lo que nos permitirá separar la absorción de la sangre arterial (pulsante) de la venosa (no pulsante).

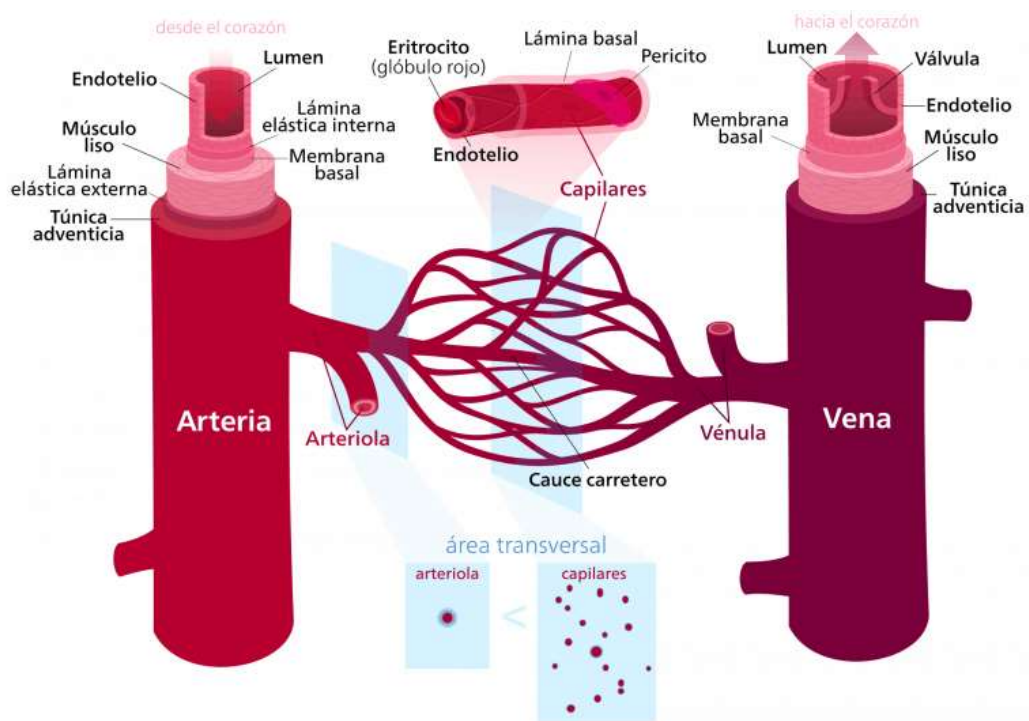


Figura 10. La composición de arterias y venas. Puede verse que el grosor de las venas es mayor y que tienen válvulas para evitar el retorno sanguíneo. También es notable la existencia de dos laminas elásticas en la arteria (que no tienen las venas) y que explica su mayor elasticidad. Cuando disminuyen de tamaño se convierten en arteriolas y vénulas, respectivamente, para finalmente hacerse capilares. Estos se unen en la red conocida como lecho capilar, donde se produce el intercambio de gases, nutrientes y productos de desecho. Tomado de <https://curiosoando.com/tipos-de-vasos-sanguineos>

## 2.4.2 Ondas en el sistema circulatorio

El sistema circulatorio es un sistema con una bomba y un conjunto de vasos por donde la sangre viaja de ida y vuelta. El efecto del corazón, además de impulsar la sangre, es producir ondas que viajan por los vasos sanguíneos. Pueden deducirse dos ecuaciones de onda<sup>22</sup>, una para la presión y otra para la velocidad<sup>23</sup>. Esto es así porque la velocidad axial de la sangre está matemáticamente relacionada con el diámetro de la arteria. Ambos tipos de ondas afectan la medición de la saturación de oxígeno: la onda de presión porque hace más ancho o corto el diámetro de la arteria (que es el fenómeno central de la fotopleletismografía, el principio de funcionamiento de los oxímetros de pulso), la onda de velocidad porque cambia localmente la concentración.

Para ilustrar, visualmente, la relación entre las ondas viajando por los vasos y la medición del pulso y la saturación de oxígeno, podemos ver en la figura 11, una señal típica obtenida por un oxímetro de pulso y una suma de dos ondas de diferente frecuencia, la fundamental y su primer armónico. Puede verse el parecido entre ambas. La frecuencia de la onda fundamental coincide con la frecuencia del pulso cardíaco.

En un caso más realista, en la figura 12 puede verse los datos obtenidos de la aorta ascendente de un perro y el resultado de los primeros diez términos de la serie de Fourier. Como se observa de las figuras 11 y 12, la señal obtenida en los dedos es más “suave” que la obtenida en la aorta. Esto se debe a que en las partes superiores hay más complejidad geométrica, un

---

<sup>22</sup> Ver Fung, Y. C. (2013). Biomechanics: circulation. Springer Science & Business Media. PP. 140-152. También: <http://web.mit.edu/fluids-modules/waves/www/material/chap-1.pdf> y su continuación, el segundo capítulo <http://web.mit.edu/fluids-modules/waves/www/material/chap-2.pdf>

<sup>23</sup> Esta onda de velocidad es la que se usa en pruebas Doppler para medir el flujo sanguíneo.

número de Reynolds mayor y un menor esfuerzo cortante de las paredes de las arterias que el promedio. Esto hace que el flujo sea complejo, no estacionario, e incluso, turbulento. De hecho, es estas zonas es más probable que se desarrollen ateromas (placas de grasa que tapan el flujo, lo que comúnmente llamamos arterosclerosis)<sup>24</sup>.

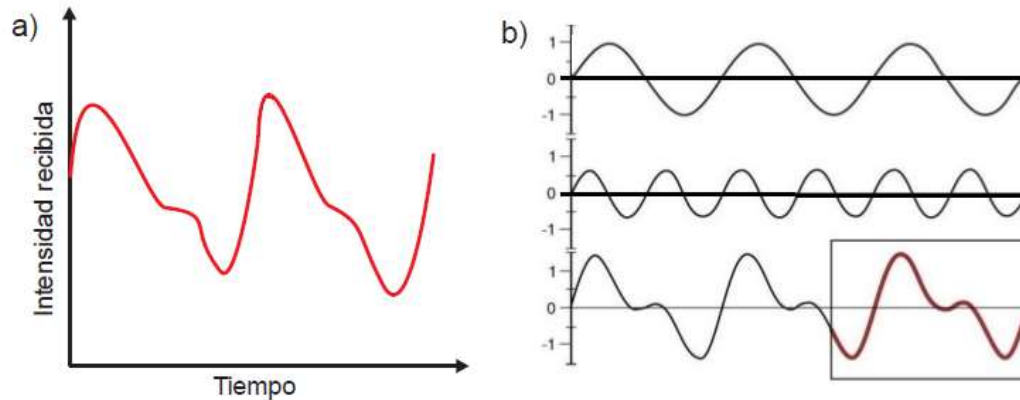


Figura 11. Comparación entre una señal fotoplethysmográfica, es decir, la obtenida por el oxímetro de pulso, a) y una suma de una onda fundamental y su primer armónico b)

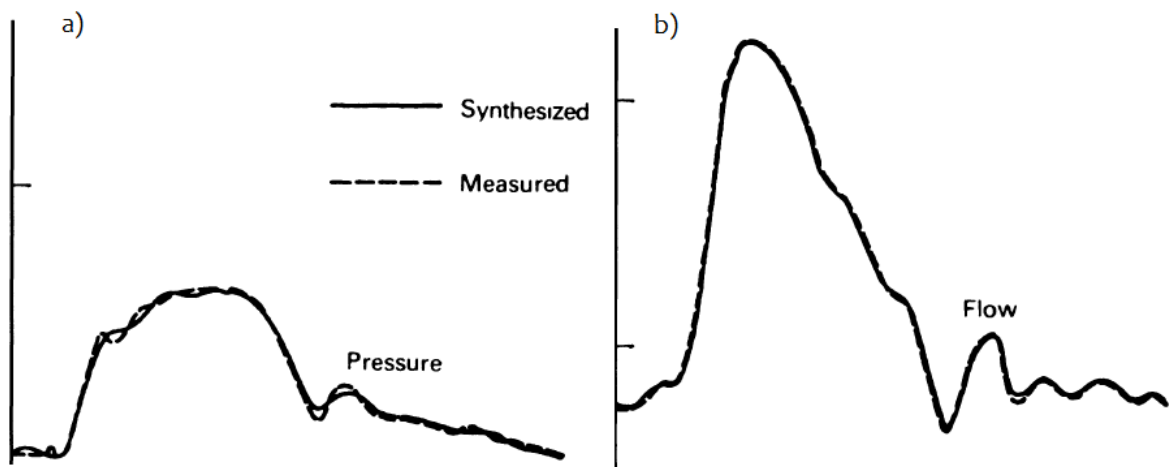


Figura 12. Grafica de la presión y flujo obtenidos en la aorta superior de un perro. Se grafican los primeros diez términos de las series de Fourier adecuadas a cada caso, y puede verse que los cálculos (Synthesized) están en muy buena correspondencia con los obtenidos experimentalmente (Measured). Tomado y adaptado de Fung, Y. C. (2013). Ver nota 20.

<sup>24</sup> Ibid. referencia 22, PP 192-195.

### 2.4.3 Obtención de SaO<sub>2</sub> del flujo pulsante.

La propiedad elástica de las venas es lo que permite medir la saturación de oxígeno. Es una técnica que se llama fotopletismografía. La pletismografía comenzó con la medición de la capacidad pulmonar: al sujeto se le encierra en cámara sellada con aire en su interior y el cambio de volumen en los pulmones se refleja en el cambio de presión y volumen en el aire de la cámara producido por la respiración (cambio de volumen del tórax producido por el cambio de volumen de los pulmones). Usando la ley de Boyle y midiendo la presión de los pulmones mediante una boquilla, puede saberse la capacidad pulmonar. En la oximetría de pulso, de manera similar, hay un cambio de volumen de las arterias con las pulsaciones del corazón, sólo que en este caso el cambio de volumen no se registra como cambio de presión, si no como cambio de absorción de la luz (de ahí el nombre). El cambio de volumen de las arterias es lo que permite medir el pulso cardiaco mediante el tacto en arterias cerca de la piel. La figura 13 muestra el ciclo cardiaco.

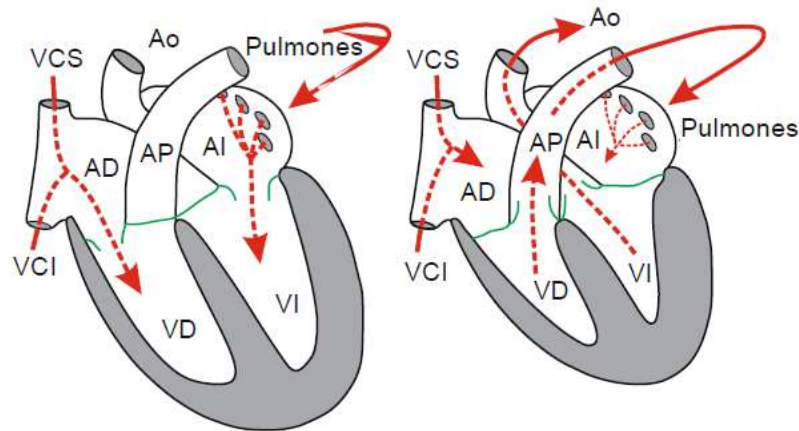


Figura 13. El ciclo cardiaco. A la izquierda la diástole, a la derecha la sístole. VCI: vena cava inferior; VCS: vena cava superior; Ao: aorta; AP: arteria pulmonar; AD: aurícula derecha; AI: aurícula izquierda; VD: ventrículo derecho; VI: ventrículo izquierdo. Tomado de la referencia [6]



Puede verse que, durante la sístole, entra sangre por las aurículas desde el cuerpo (vía venas cavas) y los pulmones (vía venas pulmonares) y que, durante la sístole, sale sangre desde los ventrículos, al cuerpo (vía aorta) y a los pulmones (vía arteria pulmonar).

Este ciclo de bombeo se traduce en un cambio de presión que viaja por las arterias (las ondas de las que hablamos en la sección anterior) que provocan el cambio pulsátil de diámetro de arterias en los dedos, donde se coloca el sensor del oxímetro. En la figura 14 puede verse el cambio en el diámetro de arterias y venas. Se observa que las venas no cambian su diámetro, es el mismo durante el ciclo cardiaco. En contraste, las arterias en la diástole tienen un espesor mínimo que aumenta con la sístole.

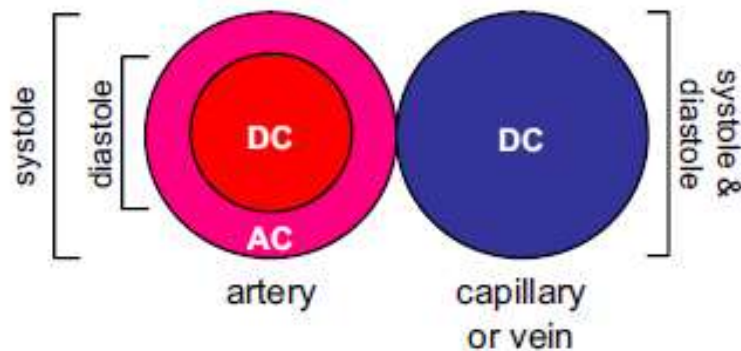


Figura 14. Diámetro de venas y arterias durante el ciclo cardíaco. Puede verse que las venas permanecen constantes en espesor, en tanto que las arterias tienen un espesor mínimo durante la diástole, que aumenta hasta un máximo durante la sístole. DC es la nomenclatura para la parte constante y AC para la parte pulsante.

Por tanto, la absorción tiene dos componentes, una componente constante debida a tejidos, sangre venosa y sangre arterial “no pulsante” (DC), y una componente variable debida a la sangre arterial pulsante (AC). La figura 15 muestra la forma típica de la señal de la absorción debida a estas dos partes. La forma cualitativa de la gráfica es la misma para la luz roja e infrarroja, salvo una diferencia de la altura en la señal (la absorción) que se ecualiza para comparar.

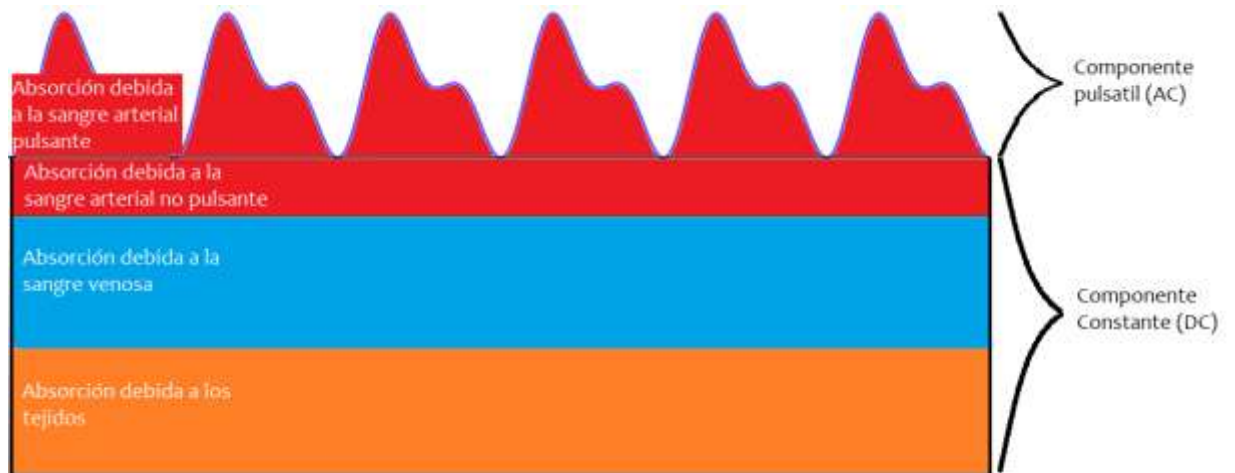


Figura 15. La absorción de la luz en el dedo. Se muestran la absorción (eje y) contra el tiempo (eje x) debida a las componentes constante (DC) y pulsátil (AC).

Si consideramos que la absorbancia total tiene dos contribuciones, una constante y otra pulsátil:

$$A_T = A_{AC} + A_{DC} = \varepsilon_{AC} C_{AC} l_{AC} + \varepsilon_{DC} C_{DC} l_{DC} \quad (23)$$

Donde  $\varepsilon$  es la extinción, C es la concentración y l es la longitud que atraviesa la luz. Como el oxímetro mide cambios de absorción:

$$\frac{dA_T}{dt} = \frac{d(\varepsilon_{AC} C_{AC} l_{AC})}{dt} + \frac{d(\varepsilon_{DC} C_{DC} l_{DC})}{dt} \quad (24)$$

Si la concentración y la extinción son constantes<sup>25</sup>:

$$\frac{dA_T}{dt} = \varepsilon_{AC} C_{AC} \frac{d(l_{AC})}{dt} + \varepsilon_{DC} C_{DC} \frac{d(l_{DC})}{dt} \quad (25)$$

Ahora como la componente constante no cambia de tamaño, es decir, la longitud de camino óptico  $l_{DC}$  es constante:

$$\frac{dA_T}{dt} = \varepsilon_{AC} C_{AC} \frac{d(l_{AC})}{dt} \quad (26)$$

O sea, el cambio en la absorción total se debe al cambio de absorción debido a la sangre arterial pulsante:

$$\Delta A_T = \Delta A_{AC} = \varepsilon_{AC} C_{AC} \Delta l_{AC} \quad (27)$$

<sup>25</sup> En realidad, la concentración puede variar por la onda de flujo, y la extinción puede variar cuando la intensidad de la luz o la concentración son altas. Ver sección 2.5.

Y, en última instancia, se debe al cambio de longitud de camino óptico.

Por tanto, la parte importante de la señal fotopletoislográfica, es la variación de absorción (entre un valor mínimo,  $I_{DC}$  y un valor máximo,  $I_{AC}$ ) como se muestra en la figura 16.

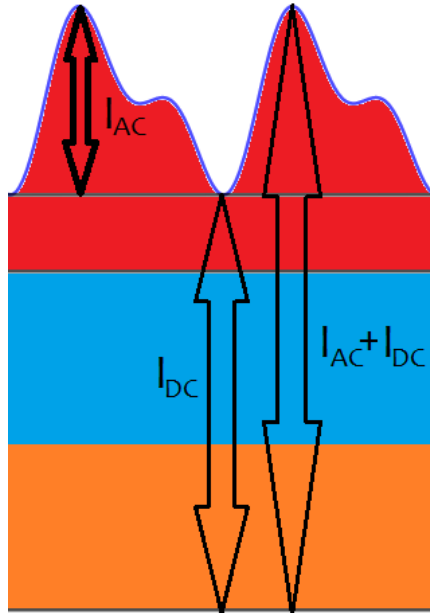


Figura 16. La variación pulsante de absorción de la señal fotopletoislográfica.

Calculemos ahora, a partir de la señal pulsante, medida en rojo e infrarrojo, la saturación de oxígeno. De la ley de Lambert-Beer a la parte constante:

$$I_{DC} = I_0 e^{-\alpha_{DC}l} \quad (28)$$

Donde  $\alpha_{DC}$  es la absortividad de la parte constante (igual a la extinción por la concentración,  $\epsilon C$ ). Para la parte máxima:

$$I_{AC+DC} = I_0 e^{-(\alpha_{AC}l + \alpha_{DC}l)} = I_0 e^{-\alpha_{AC}l - \alpha_{DC}l} \quad (29)$$

Entonces la transmitancia cambia por la pulsación:

$$\Delta T = \frac{I_{AC+DC}}{I_{DC}} = \frac{I_0 e^{-\alpha_{AC}l - \alpha_{DC}l}}{I_0 e^{-\alpha_{DC}l}} = e^{-\alpha_{AC}l} \quad (30)$$

Y el cambio de absorbancia es (ecuación 27):

$$\Delta A = \epsilon_{AC} C_{AC} \Delta l_{AC} \quad (31)$$

Como se mide en rojo e infrarrojo tenemos dos cambios de absorbancia:

$$\Delta A_R = (\epsilon_{AC} C_{AC} \Delta l_{AC})_R \quad (32)$$

$$\Delta A_{IR} = (\epsilon_{AC} C_{AC} \Delta l_{AC})_{IR} \quad (33)$$

Si los dividimos podemos eliminar el cambio de camino óptico

$$R = \frac{\Delta A_R}{\Delta A_{IR}} = \frac{(\epsilon_{AC} C_{AC} \Delta l_{AC})_R}{(\epsilon_{AC} C_{AC} \Delta l_{AC})_{IR}} = \frac{(\epsilon_{AC} C_{AC})_R}{(\epsilon_{AC} C_{AC})_{IR}} = \frac{(\alpha_{AC})_R}{(\alpha_{AC})_{IR}} \quad (34)$$

Esto es lo que se conoce como R, la razón de razones, y es el medio por el cual medir la saturación de oxígeno sin necesidad de medir el camino óptico. En la práctica se suele graficar y a partir de aquí obtener la saturación de oxígeno (figura 17)

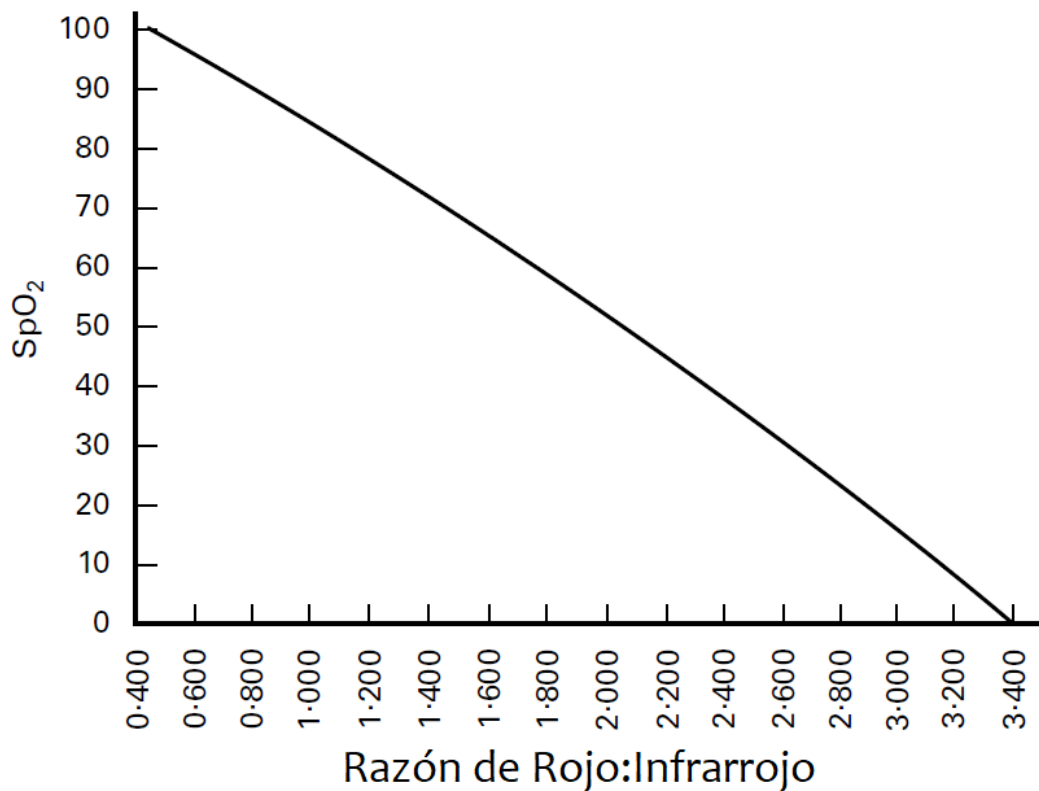


Figura 17. La relación de rojo:infrarrojo.

## 2.5 Calibración del oxímetro

La ley de Lambert-Beer tiene ciertas condiciones:

- Se observa linealidad en los rangos de baja concentración, pero no en concentraciones más altas.
- Esta desviación a concentraciones más altas se debe a las interacciones intermoleculares. A medida que aumenta la concentración, aumenta la fuerza de interacción, y provoca desviaciones de la linealidad.
- $\epsilon$  está relacionada con el índice de refracción ( $n$ ) de la solución (recuérdese la relación de dispersión<sup>26</sup>).
- En bajas concentraciones el índice de refracción es esencialmente constante, así se observa la linealidad.

Además, para que la ley de Lambert-Beer sea aplicable deben de satisfacerse las condiciones siguientes:

- Sustancia desconocida simple
- Solución clara, sin turbidez.
- Longitud de camino óptico constante
- Sin reacciones fotoquímicas
- Sin reacción entre absorbente y solvente

La luz que incide sobre el dedo sufre varios procesos:

---

<sup>26</sup> Ver, por ejemplo: Heald, M. A., & Marion, J. B. (2013). Classical Electromagnetic Radiation. Courier Corporation. Capítulo 10.

- Es esparcida por piel, tejido, músculo, hueso y sangre.
- Es reflejada por la piel, lo que puede ser función de su textura y color.
- Es absorbida por componentes tisulares diferentes de la sangre y la absorción también depende de la pigmentación y espesor del sitio de prueba.
- La sangre es un líquido no homogéneo capaz de absorción no lineal de la luz, particularmente cuando el hematocrito varía.

De todo lo anterior se deduce que la aplicación de la ley de Lambert-Beer es empírica, calibrando el oxímetro de pulso mediante instrumentos más precisos y confiables de medición de Hb.

De hecho, hay tres maneras de medir la saturación de oxígeno en la sangre: el *analizador de gas en sangre arterial*, el oxímetro de pulso (el nuestro) y el *co-oxímetro*. De ellos, el más preciso y confiable, incluso en situaciones de envenenamiento por monóxido de carbono o metahemoglobinemia, es el co-oxímetro, y precisamente reporta la saturación como  $FSO_2$ .

El analizador de gas en sangre arterial [2] tiene electrodos que miden las presiones parciales de oxígeno y dióxido de carbono, y la concentración de iones de hidrógeno en el plasma. El oxígeno se suele medir con un electrodo

polarográfico de Clark<sup>27</sup>, y el dióxido de carbono por un Electrodo Severinghaus<sup>28</sup>.

Estas medidas se muestran como tales, pero la mayoría de los analizadores de gases en sangre también muestran la saturación de oxígeno (SO<sub>2</sub>). Este valor de saturación se deriva de la presión de oxígeno medida (PO<sub>2</sub>), teniendo en cuenta los efectos de la presión del dióxido de carbono (PCO<sub>2</sub>), pH y temperatura, y también asumiendo hemoglobina de humanos adultos sanos. Pero, incluso cuando todos los factores han sido tomados en cuenta, todavía no es posible calcular con precisión el porcentaje de saturación de oxígeno, como lo demuestran los diferentes algoritmos actualmente en uso. La razón de esta inexactitud es la necesidad de predecir la forma exacta y cualquier cambio de la curva de disociación de la oxihemoglobina para una muestra de sangre en particular.

El oxímetro de CO requiere pequeñas muestras de sangre arterial heparinizada<sup>29</sup> y proporciona lecturas de saturación de oxígeno del instante en que se retiró la sangre. El oxímetro de CO mide la saturación de oxígeno mediante una técnica espectrofotométrica como en la oximetría de pulso, pero ninguno de los dispositivos comerciales utiliza las mismas longitudes de onda. Mientras que la mayoría de los oxímetros de pulso usan rojo (660 nm) e infrarrojo cercano (940 nm), la mayoría de los co-oxímetros operan en el rango visible, ya que solo funcionan con solución de hemoglobina en plasma, y no con piel, músculo, hueso, etc. Para medir, se introduce una pequeña muestra de sangre heparinizada (100 µl) en el puerto de entrada del oxímetro

---

<sup>27</sup> Una historia muy interesante sobre cómo se desarrollo y cómo funciona, puede encontrarse en: <https://principia.io/2014/11/09/biosensores-el-otro-legado-de-clark.ljki/>. Este electrodo fue el inicio de los modernos glucómetros, pues también puede medir la concentración de oxígeno en reacciones enzimáticas.

<sup>28</sup> <http://telesalud.ucaldas.edu.co/telesalud/Anestesia/maquinag.htm>

<sup>29</sup> La *heparina* es un anticoagulante muy usado para evitar que la sangre fuera del cuerpo se coagule. Fue asociada, en un inicio, con células del hígado (de ahí su nombre). Es una sustancia natural que existe normalmente en todos los tejidos del cuerpo humano, especialmente en el hígado, los pulmones y los músculos.

de CO. Esta muestra es hemolizada<sup>30</sup> por ultrasonido, y la solución de hemoglobina resultante se vacía en una cubeta por una bomba peristáltica. Al igual que con la espectrofotometría convencional, una fuente de luz de banda ancha, una lámpara de tungsteno-halógeno, se dirige a través de un monocromador y da un ancho de banda estrecho. La longitud de onda de esta salida es variable en el rango de 500 nm a 700 nm, controlada por un motor eléctrico de pasos (stepper), de modo que la luz que emana del monocromador puede ser escaneada. Esta luz de longitud de onda variable se pasa a través de la cubeta que contiene la sangre hemolizada y ya que el monocromador es controlado por un motor paso a paso, la longitud de onda se cambia en pasos discretos. Sí el oxímetro de CO está diseñado para medir cinco componentes, solo se necesitan cinco longitudes de onda para realizar los cálculos, aunque la muestra contendrá otros absorbentes, incluidos los fetales. Hay co-oxímetros que miden más componentes (y necesitan más longitudes de onda).

Además de ser una técnica in vitro en lugar de una técnica in vivo, el oxímetro de CO se diferencia del oxímetro de pulso de las siguientes maneras:

- Se utiliza solución de hemoglobina en lugar de sangre entera.
- La longitud del camino óptico es fija.
- Hay un rango diferente de longitudes de onda.
- El oxímetro de CO tiene más de dos longitudes de onda.

---

<sup>30</sup> La hemólisis es el proceso de destrucción de los hematíes (glóbulos rojos), liberando el contenido intraeritrocitario en el plasma, alterando su composición. La principal molécula intraeritrocitaria es la hemoglobina, que tiene un espectro de absorción característico del grupo Hem, que produce un color rojizo en el plasma proporcional a la hemoglobina liberada. Se suele definir la hemólisis como la aparición en plasma de más de 0.3 g/l de hemoglobina, que se considera la concentración mínima detectable visualmente. En la práctica, la variedad en la coloración del plasma normal debido a la presencia de otros pigmentos (bilirrubina, carotenos, etc.) hace muy difícil la detección fiable de hemoglobina de forma visual cuando su concentración es inferior a 2 g/l. Ver Rioja, R. G., Kirchner, M. J. A., Funes, V. Á., Meseguer, N. B., Rius, M. C., Díaz, M. A. L., & Bru, C. M. (2009). Hemólisis en las muestras para diagnóstico. *Revista del Laboratorio Clínico*, 2(4), 185-195.



- La ley de Lambert-Beer es más aplicable.

Por todo esto, el oxímetro se considera el estándar “dorado” para calibrar los oxímetros de pulso. Hay otras formas de calibrar el oxímetro, incluyendo el uso de animales<sup>31</sup>, pero ninguna iguala en ventajas al co-oxímetro.

## 2.7 Uso anestesiológico de la oximetría de pulso<sup>32</sup>

Las indicaciones para la aplicación y control de los pacientes en la sala de RMN son:

*La necesidad de inmovilidad.* Las imágenes se componen de múltiples adquisiciones de datos que son promediados por la computadora para dar la imagen final. Algunos escaneos individuales pueden tomar veinte minutos, y la examinación total hasta más de una hora. Si el paciente se mueve cuando el escáner está tomando los datos, habrá falla en la localización espacial y la calidad de la imagen final se verá afectada. Además, si el paciente cambia de posición durante el examen, la homogeneidad del campo magnético, que se maximizó al inicio de la prueba, también se verá afectada y disminuirá la calidad de la imagen.

*Pacientes ansiosos.* Sí el paciente es demasiado ansioso puede ser necesario cancelar la prueba. El espacio confinado, los ruidos muy altos que se escuchan durante el examen, la temperatura del magneto y lo largo del procedimiento, son causas de incomodidad. Se ha calculado que el 4% de los pacientes terminan tan ansiosos que se tienen que suspender la prueba. La anestesia o la sedación son soluciones extremas. Se recomiendan educación y terapia, la presencia de un familiar y la familiarización gradual con el espacio cerrado y la postura.

---

<sup>31</sup> El uso en personas sanas no es posible, pues bajar la oxigenación de manera artificial más allá de cierto valor redundaría en graves daños y peligro mortal. Ver la curva de disociación de la Hb, figura 3.

<sup>32</sup> Para esta parte me base en la referencia [12]

Los problemas que presenta la anestesia y el monitoreo de pacientes en la sala de RMN son:

- La necesidad de excluir equipamiento ferromagnético del campo magnético.
- El acceso limitado al paciente dentro del hueco del magneto.
- Funcionamiento erróneo del equipo de monitoreo, producido por los campos gradientes y las corrientes de radiofrecuencia.
- Degradación de la imagen y la calidad espectral que surge de las corrientes de radiofrecuencia parasitas producidas por equipos de monitoreo y los cables.

En la tabla 3 resumen las indicaciones para el manejo de los pacientes.

Tabla 3. Indicaciones para sedación y anestesia durante IRM

Indicación	Grupo de pacientes	Acción
Reducir el movimiento de pacientes	Infantes y niños pequeños. Adultos confundidos, intelectualmente disminuidos, enfermos mentales	Sedación o anestesia
Protección de las vías respiratorias	Pacientes inconscientes Pacientes críticos recibiendo VIPP	Anestesia Anestesia y VIPP
Control de ventilación	Heridas en la cabeza Pacientes con elevada PIC donde la PaCO <sub>2</sub> tiene que ser controlada	Anestesia y VIPP
Ansiedad y claustrofobia	Adultos	Educación, terapia, posición adecuada. Sedación. Anestesia sólo si es necesaria y monitoreo constante.

VIPP ventilación intermitente con presión positiva, PIC presión intracraneal, PaCO<sub>2</sub> Presión arterial de dióxido de carbono

La oximetría de pulso presenta varios problemas. Los autores de la referencia [12] afirman que de todos los instrumentos que probaron para

funcionar dentro de la sala de RMN, los oxímetros son los que más problemas presentan. Los problemas pueden ser porque el escáner de RMN interfiera con el oxímetro, o viceversa. La tabla 4 resume los problemas y las posibles soluciones según estos autores.

Tabla 4. Problemas y soluciones usando oxímetros de pulso en la sala de RMN

1. Degradación de la señal del oxímetro de pulso por problemas de RM	Solución
Pobre señal debida a movimiento Pobre perfusión o contacto	Selección cuidadosa del sitio y lugar de la sonda
Corrientes inducidas en el cable	Blindar el cable Minimizar la longitud del cable
Pobre relación señal/ruido	Amplificar la señal antes
2. Degradación de IRM por problemas del oxímetro de pulso	Solución
Interferencias metálicas en las imágenes	Remover todos los componentes magnéticos de la sonda o usar sondas plásticas desechables
Interferencias debidas a pulsos intermitentes	Blindar el cable
Introducción de corriente de radiofrecuencia parásitas por conductores que actúan como antenas	Pantalla de plomo. Pase a través de filtros de radiofrecuencia, o mantener la unidad dentro de un salón blindado a las radiofrecuencias.

Todos estos problemas se encontraron usando oxímetros no diseñados específicamente para IRM y con un escáner de 1.6 T. Aunque el artículo es de 1992, los mismos problemas se encontrarían en la actualidad si se intentará usar oxímetros no específicos para estos casos, con la agravante de que ahora los campos magnéticos obtenidos en los modernos escáneres llegan hasta un campo magnético mayor<sup>33</sup>.

<sup>33</sup> La Food and Drug Administration (FDA) limita la tasa máxima de subida de los campos gradientes a 40 T/s, como precaución contra posibles estimulaciones neurales. Ver. [10] Pg.

## 2.8 El oxímetro base

El oxímetro que usamos para nuestra extensión óptica es el oxímetro del Ingeniero Adán Torralba Ayance. Se diseñó a partir un shield comercial para Arduino<sup>34</sup>, el AFE4490 de la marca Protocentral<sup>35</sup> (modelo PC-MED-0406, Bangalore, India). Tiene un conector DB9, para la entrada y salida de la señal, un selector de voltaje lógico entre 3.3V y 5V y un circuito integrado para el acondicionamiento de señales analógicas marca Texas Instruments, AFE4490. El AFE4490 es un circuito analog front end totalmente integrado (AFE), que es ideal para aplicaciones de oximetría de pulso. Consta de un canal receptor de bajo nivel de ruido con un convertidor analógico a digital (ADC) de 22 bits, una sección de transmisión de led y diagnósticos para la detección de fallas de los sensores y los ledes. El dispositivo es un controlador de tiempo muy configurable. Esta flexibilidad permite al usuario tener un control completo de las características de temporización del dispositivo. Para facilitar los requisitos de reloj y proporcionar un reloj de baja inestabilidad al dispositivo, también se integra un oscilador que funciona desde un cristal externo. El dispositivo se comunica con un microcontrolador externo o un procesador host mediante una interfaz SPI<sup>36</sup>. La figura 18 es una fotografía del shield Protocentral, y la figura 19 es un diagrama funcional del AFE4490.

---

40. Sin embargo, la mayoría de los escáneres comerciales encontrados en México son de 3T, y se han usado en aplicaciones médicas hasta de 11 T.

<sup>34</sup> Los shields son placas de circuitos modulares que se montan unas encima de otras (de ahí el nombre), para extender la funcionalidad de Arduino. El Arduino es una placa basada en un microcontrolador ATMELE. Los microcontroladores son circuitos integrados en los que se pueden grabar instrucciones, las cuales se escriben con el lenguaje de programación que utiliza el entorno Arduino IDE. Estas instrucciones permiten crear programas que interactúan con los circuitos de la placa. De esta manera, se puede recopilar información mediante sensores externos, procesarla y mostrarla (como en nuestro caso) o controlar dispositivos externos como motores o algún otro actuador.

<sup>35</sup> <https://www.protocentral.com/sensors/1112-protocentral-afe4490-pulse-oximeter-breakout-board-kit-642078949425.html>

<sup>36</sup> <http://www.ti.com/product/AFE4490>



A partir del circuito de conmutación se accede al circuito de control (el cuál como ya mencionamos, está incluido en el AFE 4490). De ahí va al conector DB y de ahí hacia afuera, al dedal. Por el mismo conector DB9 llega la señal del fotodiodo y la señal se acondiciona en el OPA381, un amplificador de transimpedancia<sup>38</sup>. De ahí la señal se divide en dos, una “bruta”, sin mayor amplificación, y otra que va a dar al amplificador operacional OPA333<sup>39</sup>. Luego, ambas señales, la señal bruta, y la señal amplificada van a dar a un convertido análogo digital, el ADS8328, de 16 bits y 500 khz de tasa de muestreo. Un DAC (el tercer canal del DAC7573) controla el voltaje de offset del segundo amplificador para que se encuentre dentro del rango del ADC (corrección de DC).

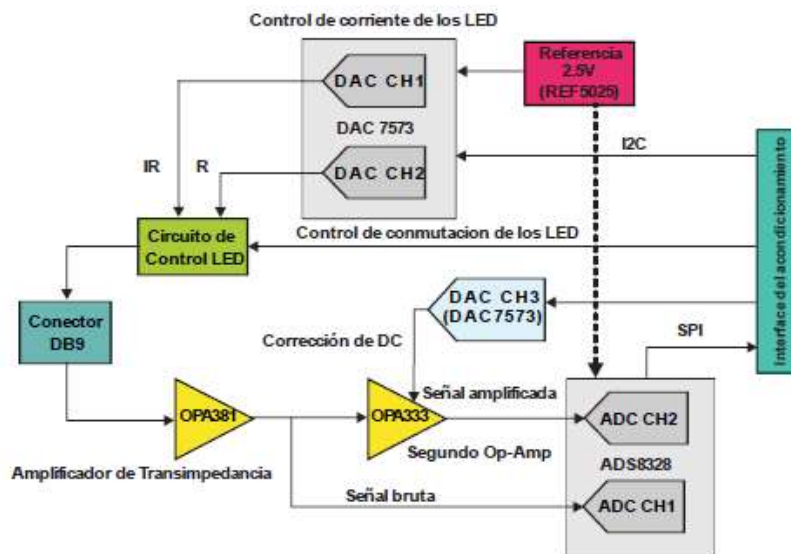


Figura 20. Implementación de la oximetría de pulso.

<sup>38</sup> Para amplificar la señal de fotodiodos se requieren amplificadores de alta velocidad, estos suelen ser los amplificadores de transimpedancia. El amplificador de transimpedancia es un circuito que convierte corriente a un voltaje proporcional. También se denomina convertidor de corriente a voltaje o simplemente convertidor I a V. Ver, por ejemplo <https://www.redeweb.com/articulos/instrumentacion/los-amplificadores-de-transimpedancia-para-fotodiodos-de-amplio-rango-presentan-exigentes-requisitos/>

<sup>39</sup> Todos estos circuitos son Texas Instruments. Sus hojas de datos pueden encontrarse fácilmente en internet.

La conmutación de los ledes se realiza alternativamente, cuando el led rojo se encuentra encendido el led infrarrojo se encuentra apagado y viceversa, el tiempo de encendido y de apagado depende de la frecuencia de muestreo, adicionalmente, se observa que el diagrama de tiempo está dividido en cuatro etapas, el tiempo total de la duración de estas etapas se denomina el periodo de adquisición de la señal PPG (pletisismográfica).

1. Encendido del led rojo y lectura del ADC
2. Apagado del led rojo
3. Encendido del led infrarrojo y lectura del ADC
4. Apagado del led infrarrojo

Por el método de adquisición de las señales PPG, la frecuencia de muestreo del ADC debe de ser de al menos el doble de la frecuencia deseada de adquisición. Las implementaciones documentadas utilizan un filtro de rastreo de la componente directa de las señales, por lo que se requiere de un filtro digital pasa bajas para eliminar las componentes de ruido de alta frecuencia<sup>40</sup>. La figura 21 ilustra el ciclo de apagado encendido de los dos ledes.

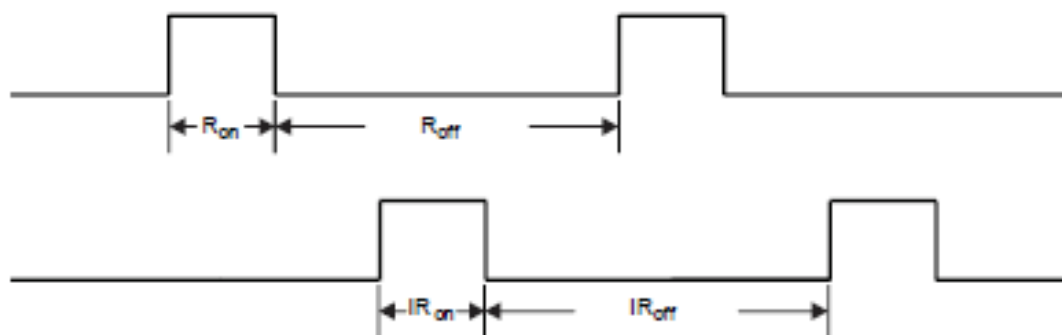


Figura 21. El ciclo de encendido y apagado de los dos ledes. Tomado de la referencia [6].

<sup>40</sup> Referencia [6], páginas 17 y 18.

La relación entre las intensidades de la componente pulsante y no pulsante, para las dos longitudes de onda, es calculada mediante el valor RMS de ambas señales, y de ahí se obtiene la oxigenación. Para el cálculo de la frecuencia cardiaca se usa la señal infrarroja a través de métodos como detección por umbral. El procesamiento de las señales se realiza mediante microcontroladores de 16 o 32 bits con unidades de punto flotante. La figura 22 muestra el oxímetro en funcionamiento.



Figura 22. El oxímetro base funcionando. La imagen se tomó con una apertura de 1/125 para que se notara el display y se pudiera apreciar la medición, por eso se ve subexposto.



### 3. Diseño y construcción del prototipo

Las condiciones en que debe trabajar un oxímetro de pulso para ser usado en IRM son, fundamentalmente, dos<sup>41</sup>:

- No debe responder al campo magnético intenso o hacerlo de manera muy ligera.
- No debe interferir con la señal de radiofrecuencia

La primera condición, la poca o nula respuesta al campo magnético intenso, es necesaria porque los materiales que son fuertemente atraídos por el magneto pueden convertirse en proyectiles mortales o ejercer una fuerza enorme que es peligrosa. Es tan grande que puede ser equivalente al peso de un auto pequeño (2000 libras)<sup>42</sup>. Esto sería más dañino, incluso, con prótesis metálicas dentro del cuerpo. Afortunadamente, la mayoría de ellas están hechas con materiales adecuados, que casi no responden al campo magnético (son paramagnéticos).

Un problema adicional de materiales sensibles al campo magnético es el calentamiento intenso que puede causar severas quemaduras en la piel de pacientes y personal médico presente en la sala. Este fenómeno es la base de las actuales y muy apreciadas cocinas de inducción. Es preciso aclarar que el calentamiento no se debe al campo magnético intenso en sí, sino a las corrientes de alta radiofrecuencia (establecidas por las bobinas de radiofrecuencia, ver figura 66). Hay que recordar que la radiofrecuencia se usa en el proceso de RMN para hacer girar la magnetización y generar la señal RMN (magnetización transversal, ver secciones 5.5 y 5.6). Entonces la bobina de RF funciona como el primario de un transformador, en tanto que el material que siente esta corriente alterna de RF se comporta como el secundario, y se genera en él una corriente alterna, que por efecto de la

---

<sup>41</sup> En esta parte se hacen referencias al anexo de RMN, página 89.

<sup>42</sup> Ver el video <https://www.youtube.com/watch?v=XbJhg7fXECc>

resistencia del material se calienta (efecto Joule). Los materiales ferromagnéticos, sin embargo, se calientan mucho más por el efecto adicional de la histéresis magnética (el hierro se calienta más que el aluminio o el bronce, por ejemplo), lo que hace que la absorción de energía desde la bobina primaria (la bobina de RF en este caso) sea mucho mayor<sup>43</sup>.

El segundo problema, el de la interferencia de señales de radiofrecuencia ajenas a la señal del instrumento de resonancia magnética, se debe, a que este afectaría la magnetización transversal (señal RMN), alterando la calidad de la prueba y afectando las mediciones.

Satisfacer estas dos condiciones es lo que hace la oximetría de pulso más compleja y difícil de conseguir. Hay muchas marcas de oxímetros en el mercado, pero muy pocas opciones que sean compatibles con MRI. Una búsqueda en la base de datos gubernamental accesgud<sup>44</sup>, de la U. S. National Library of Medicine, de la palabra oximeter, arroja 6319 resultados, y con respecto al uso para IMR, la base los cataloga en tres términos: “Labeling does not contain MR Safety Information”, “MR unsafe” y “MR safe”. Cuando se refina la búsqueda con los términos oximeter MR safe, aparecen 1855201 resultados, más que con solo oximeter (aparecen tantos resultados porque se incluyen accesorios que en la primera búsqueda no salen). Lo notable es que sólo aparecen siete oxímetros con esta clasificación. Por tanto, es evidente que, a pesar de existir muchos modelos y marcas, hay pocos que puedan cumplir con las características necesarias para IRM. De estos siete modelos, sólo uno es de fibra óptica, el Nonin 7500FO<sup>45</sup>.

---

<sup>43</sup> Ver, por ejemplo Rodríguez Domínguez, Yandry, Gutiérrez Menéndez, Armando M., & Fernández Correa, Alexander. (2018). Sistema de calentamiento por inducción aplicado a la cocción. Ingeniería Energética, 39(2), 91-99. Recuperado en 10 de febrero de 2019, de:

[http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1815-59012018000200005&lng=es&tlng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59012018000200005&lng=es&tlng=es)

<sup>44</sup> La base de datos accesgudid es una base con todos los instrumentos electrónicos para medicina, disponibles comercialmente en los Estados Unidos. Ver <https://accessgudid.nlm.nih.gov>

<sup>45</sup> <https://www.nonin.com/support/7500fo/>

En general, hay dos “soluciones” al problema de la oximetría en IRM. La primera consiste en usar materiales paramagnéticos y, al mismo tiempo, blindar electromagnéticamente la electrónica (con una jaula de Faraday) y/o mantener lejos del magneto el oxímetro. Es importante recordar que los materiales paramagnéticos responden el campo magnético débilmente (los dos materiales que ejemplificamos tres párrafos atrás, bronce y aluminio son paramagnéticos). Por esta razón y por otras ventajas, se suele usar el paramagnético titanio como el material para el oxímetro de IRM (y es también, una ventaja, con las prótesis, cuando hay que realizar a un paciente con ellas este tipo de estudios).

La segunda aproximación, al parecer menos socorrida, es el uso de fibras ópticas. La diferencia entre nuestra aproximación y la de este oxímetro de fibra óptica es que su línea no se envía a través de la ventana, sino que puede enviarse por un cableado interno, o mantenerse lejos del magneto (para esto tiene un cableado de fibras ópticas de mucha longitud). Esto le da una mayor relevancia a nuestro diseño, en particular a lo que llamamos **acople de ventana** (ver más adelante la explicación).

Por tanto, considerando, que:

- Usaremos fibras ópticas para enviar la señal dentro de la sala de IMR,
- El oxímetro estará fuera de la sala de IMR,
- Tiene que pasar por la ventana de observación sin perforarla,

se planearon tres cosas:

1. Un acople de entrada y salida para la señal óptica (Acople E/S). La entrada es desde los ledes y la salida es hacía el fotodiodo. Esto son el punto inicial y final del circuito que recorre la luz desde el oxímetro hasta el dedo del paciente y de vuelta.

2. Un acople para ambos lados de la ventana, donde se colocan las fibras ópticas (Acople V). Consiste en dos lados, uno para el exterior y otro para el interior.
3. Un dedal que permite la entrada y salida de luz de luz en el dedo del paciente (D).

La figura 23 es un esquema del circuito óptico.

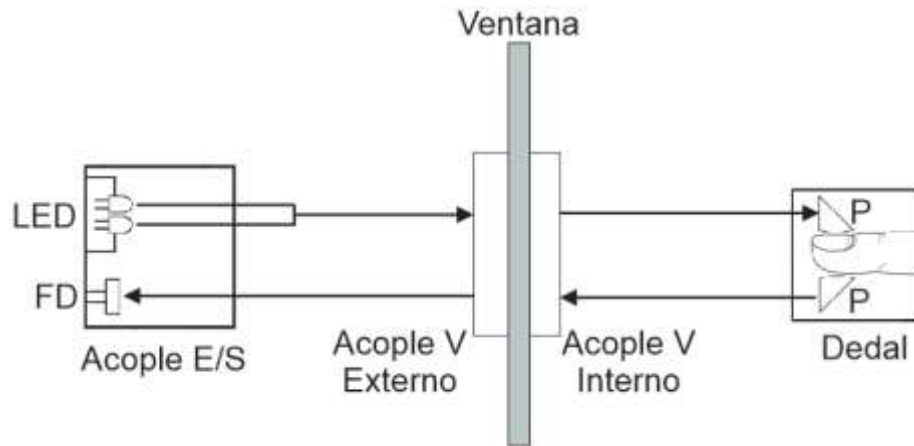


Figura 23. El circuito óptico con sus tres componentes principales.

### 3.1 Acople de entrada/salida (Acople E/S)

En el oxímetro, el envío y regreso de la señal se hace en el mismo dedal, incorporando por la parte de arriba los ledes y por la parte de abajo el fotodetector. Lo que hicimos fue sustituir el dedal original por nuestra extensión.

El acople E/S es simplemente una adaptación hecha con una caja de madera. Esta parte tiene dos objetivos:

1. Evitar la entrada de luz que no provenga de los diodos.
2. Alinear las fibras ópticas con los ledes y el fotodiodo.

Para esta parte se necesitan dos cosas:

- Extraer la señal que va a dar al dedal desde el oxímetro para llevarla a nuestros ledes y de ahí enviarla al circuito óptico.
- Recopilarla de vuelta en nuestro fotodiodo y enviarla de regreso al oxímetro para su procesamiento.

En el oxímetro que usamos, la señal eléctrica se envía y recibe mediante un conector DB9. La figura 24 ilustra el esquema de las conexiones necesarias. Compárese este esquema con el del circuito integrado AFE4490 de Texas Instruments (ver figura 19). En este último pueden verse estas conexiones a la izquierda del diagrama.

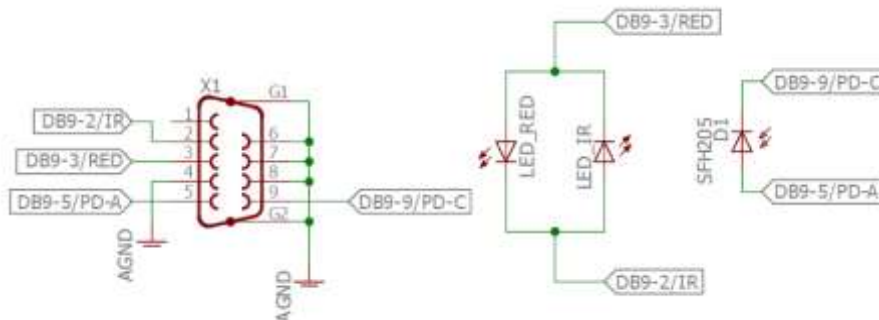


Figura 24. Las conexiones entre el oxímetro y los elementos del dedal. Tomado de la referencia [6]

Entonces, conectamos los cables BD9-3 y DB9-2 como alimentación de los ledes. Nótese que se conectan en sentido inverso. Esto es así porque funcionan de manera alterna: cuando el led IR está encendido el rojo está apagado y viceversa. Los cables DB9-9 y DB9-5 se usan en el fotodiodo.

La figura muestra 25 nuestro conector y los cables

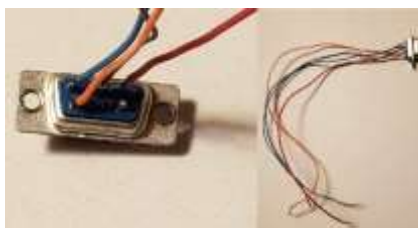


Figura 25. El conector para el acople E/S. La foto de la izquierda muestra el detalle de la conexión, la de la derecha el cableado.

Para una mejor identificación, conectamos cuatro cables de diferente color. Entonces, en referencia a la figura 24, los cables se corresponden con las conexiones de la siguiente manera:

- Azul es el conector 5, DB9-5/PD-A
- Café es el conector 3, DB9-3/RED
- Rojo es el conector 2, DB9-2/IR
- Naranja es el conector 9, DB9-9/PD-C

Para ver que la conexión funciona se conecta a los ledes y el fotodiodo usando un protoboard. De hecho, esta fue nuestra primera prueba como explicamos en la sección 4. En la figura 26 se ve la conexión en el protoboard.

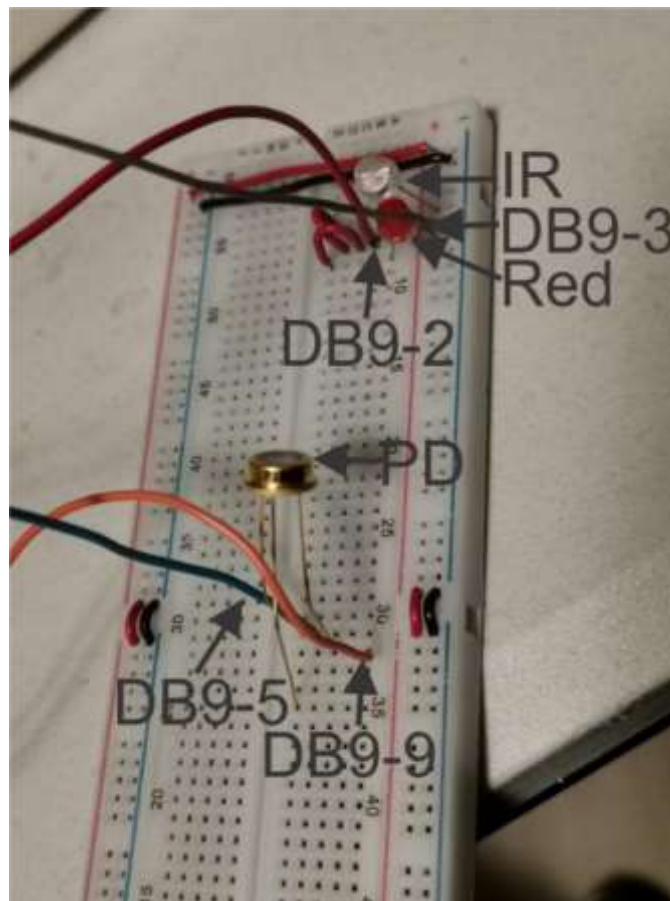


Figura 26. Las conexiones del conector DB9 con los ledes y el fotodiodo.

Esta conexión sustituye, entonces al dedal original. A partir de aquí le llamamos etapa 1 a la línea de entrada y salida (acople E/S). Lo que define cada etapa es la entrada y/o salida de luz, es decir cuando hay la posibilidad de pérdida de intensidad de la señal. Con ese criterio en mente, tenemos cuatro etapas. La tabla 5 enumera las etapas y sus correspondientes pérdidas. La luz viajaría desde la etapa 1 hasta la etapa 3 y de regreso, para ser leída y procesada. Puede verse que la etapa 0 no es parte de nuestro prototipo (en lugar del dedal original va el nuestro), la incluimos porque es el control.

Tabla 5. Las etapas de viaje de la señal desde el inicio hasta el regreso

Nomenclatura	Ubicación/pieza	Perdidas
Etapa 0	Dedal original	Sin pérdidas
Etapa 1	Protoboard/Acople E/S	Aire-Entrada de la fibra óptica
Etapa 2	Ventana	Vidrio
Etapa 3	Dedal	Prismas

Una cosa que debe recalcar es que en el prototipo no se incluye el protoboard (como a continuación veremos), se usa en esta primera etapa para pruebas, pero ya para la etapa 2 y 3 la alineación de las fibras es con el acople de E/S propiamente.

La caja de madera permite alinear las fibras. Para ello usamos tres placas de madera. La primera alineación es donde se montan los tres elementos (ledes y fotodiodo) y sustituye al protoboard (ver figura 27) y junto con la segunda placa permite sostenerlos para alinear, posteriormente las fibras.

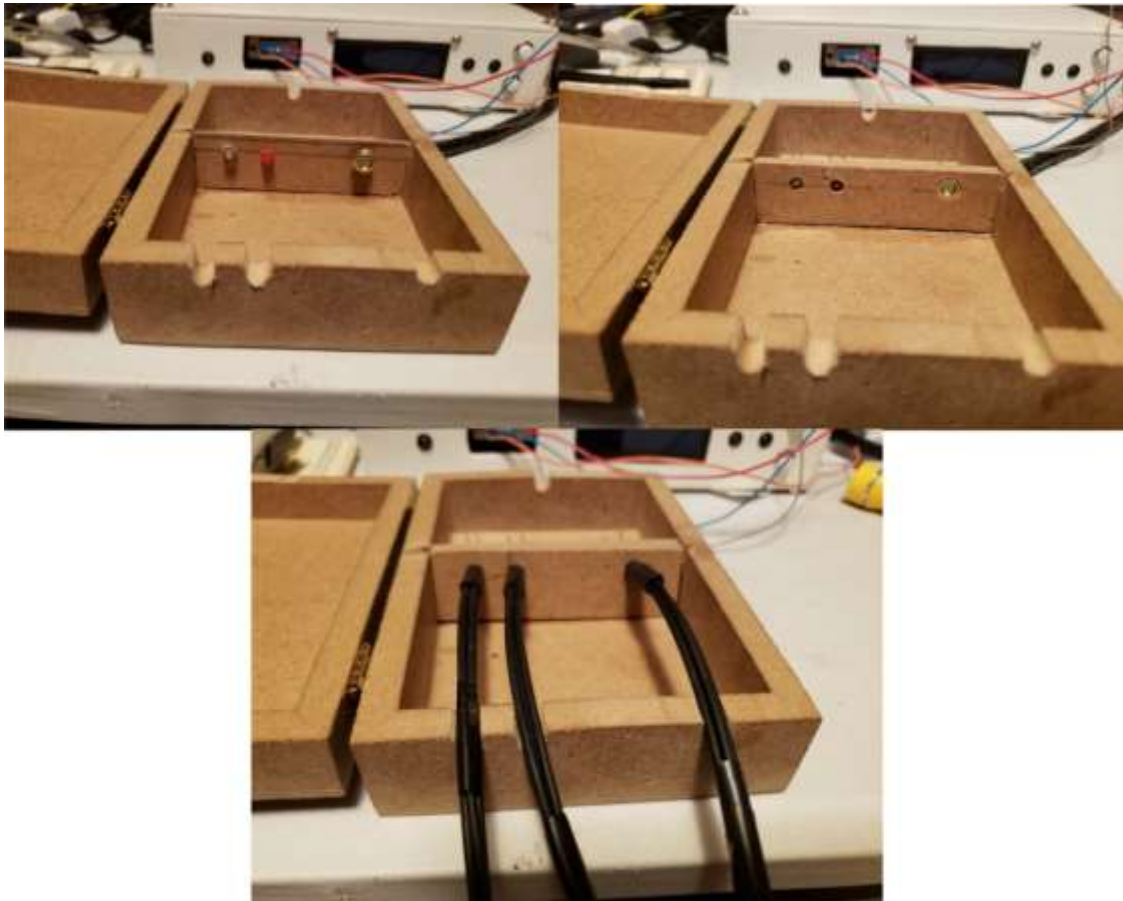


Figura 27. Las tres placas de alineación. Arriba a la izquierda se muestra la placa de conexión de los ledes y el fotodiodo. Arriba a la derecha se vela placa de alineación de los mismos elementos. Finalmente, abajo se muestra la placa de alineación de las fibras ópticas.

Para optimizar la entrada de luz a las fibras desde los ledes, les cortamos el lente primario y rebajamos la parte cilíndrica hasta el punto donde se da la descarga y se emite la luz. Con esto disminuye el spot y entra más a la fibra óptica, aumentando la intensidad de la señal. En la figura 28 se observan los ledes sin la lente primaria. Un apunte importante es que hicimos esto en lugar de usar ledes planos como los que actualmente existen porque es un poco más complicado conseguir estos ledes infrarrojos (los rojos son más sencillos de obtener, se consiguen prácticamente en cualquier tienda de electrónica), hay que encargarlos sobre pedido. No obstante, nuestra “primera” aproximación con ledes normales y convencionales funcionó bien (ver la parte de pruebas y resultados, página 77)





Figura 28. Los ledes sin la lente primaria.

### 3.2 Acople de la ventana (Acople V)

Como ya mencionamos, está es la parte más original de nuestro prototipo. El único oxímetro de fibra óptica que ubicamos, el Nonin 7500FO, no pasa por la ventana de observación, esto es nuestra aportación. Para que la luz cruce por la ventana, sin perforarla, diseñamos un acople que se adhiere a ella y que permite la óptima alineación de las fibras ópticas interiores y exteriores. Esta parte es muy delicada porque el grosor de las fibras es muy delgado, y las pérdidas, si son muy, grandes, pueden hacer que la señal se pierda y no alcance a regresar.

El acople de la ventana (acople V) tiene dos partes, una para el lado exterior y otra para el lado interior. El del lado interior es el más simple, considerando que la alineación principal de las fibras se realiza en el lado externo y teniendo en mente una menor manipulación dentro de la sala de RMN. Ambas partes se hicieron en la impresora 3D del instituto y se diseñaron con SOLIDWORKS. La figura 29 muestra el diseño de acople V interno. Puede verse de la figura que las fibras ópticas quedan fijas en los dos hoyos en los travesaños del centro.

El acople externo es más complejo porque es donde se alinean las fibras para minimizar las pérdidas. Está compuesto de varias piezas montadas sobre la base. Como ésta, completa, resultó relativamente pesada, se rediseñó vaciando material innecesario (figura 30). Es sobre ella que se

monta el sistema móvil para alinear las fibras. El sistema de alineación consta de dos engranes (cuatro en total) que permiten girar cada fibra de manera independiente para que coincida con su contraparte en el lado interno de la ventana de RMN. Como puede verse en la figura 30, hay una ventana (en forma de segmento circular) para que por ahí pase la señal óptica. La figura 31 ilustra el acople sin tapa y con tapa. El mecanismo de alineación funciona girando la palanca del engrane pequeño, lo que hace girar el engrane grande y, en última instancia el cilindro donde va la fibra óptica. Para tener control total en las dimensiones, sobre el engrane grande va un deslizador (el cilindro donde entra la fibra óptica) que se puede mover sobre una rendija hueca. Una vez alineadas las fibras, el deslizador se fija en su lugar por una pequeña tuerca de plástico. Los pequeños agujeros (seis) que se ven en la tapa y la base son para asegurar la tapa con tornillos plásticos.



Figura 29. El acople de ventana interno.

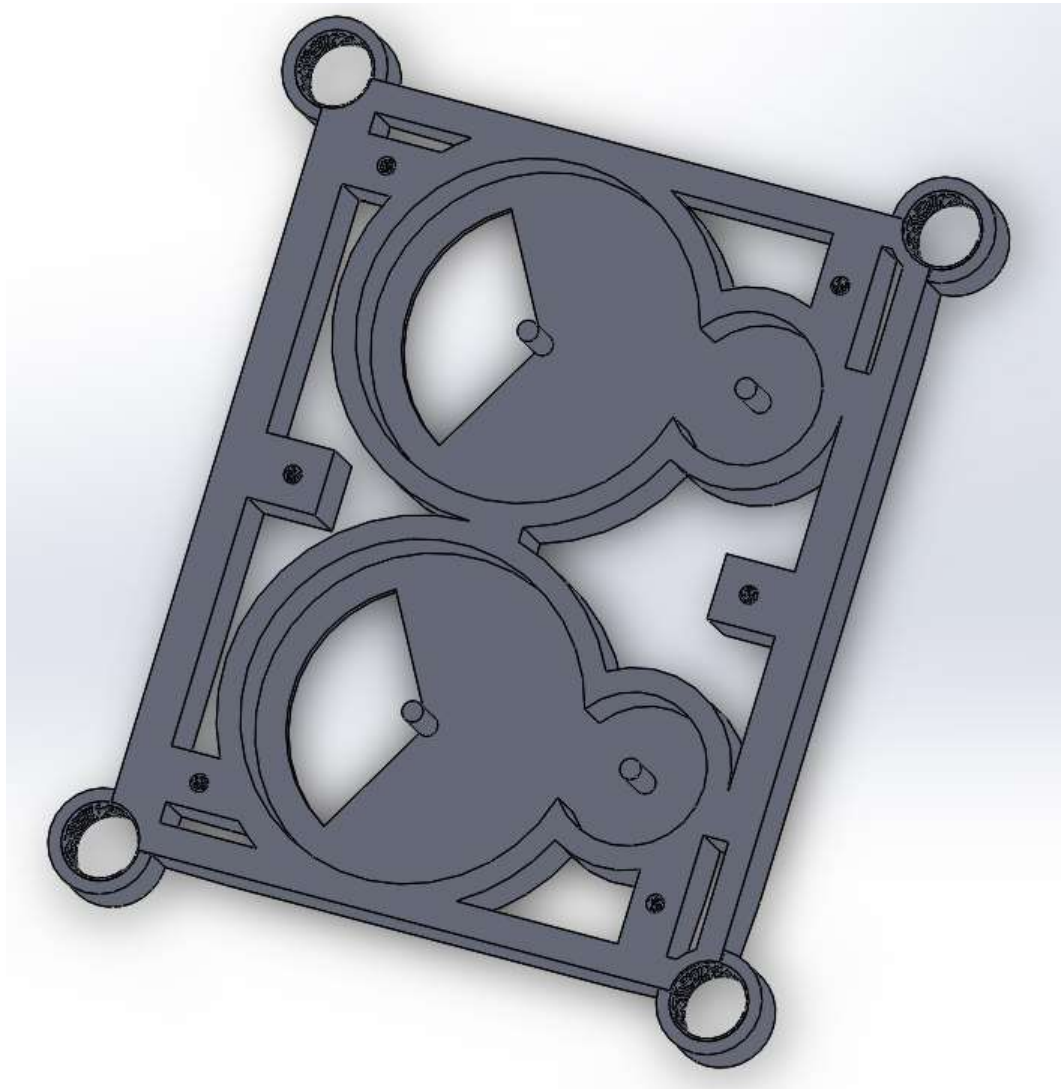


Figura 30. La base para el acople externo. Puede notarse el vaciado del material innecesario.

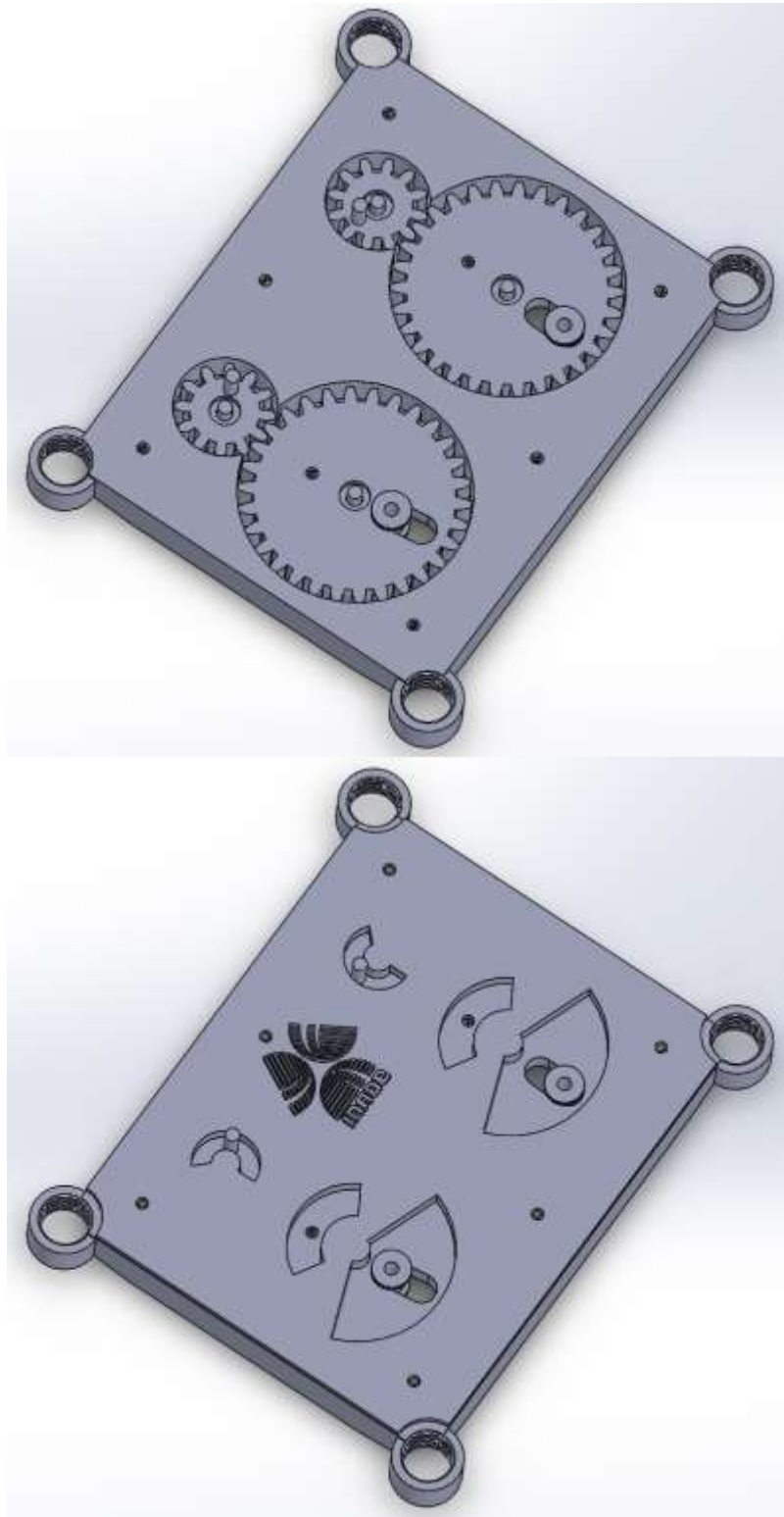


Figura 31. El acople externo V. Arriba: La base con el mecanismo de alineación de las fibras ópticas. Abajo: el acople con la tapa.

### 3.2.1 Engranés y sistema de alineación

Para diseñar un engrane se usan cuatro círculos: primitivo, base, de pie y exterior. El círculo primitivo es el círculo que tendrían dos circunferencias en contacto, rodando la una sobre la otra sin deslizar. A partir de este círculo primitivo se trazan los dientes del engrane, sobresaliendo para arriba una cierta distancia (la parte que sobresale se llama cabeza, y su largo sobre la circunferencia primitiva es la altura de la cabeza) y bajando un poco más hacia un lado (este hueco se llama pie y la distancia que baja se llama altura de pie) En la figura 32 se muestran todos los elementos del engrane y sus nombres.

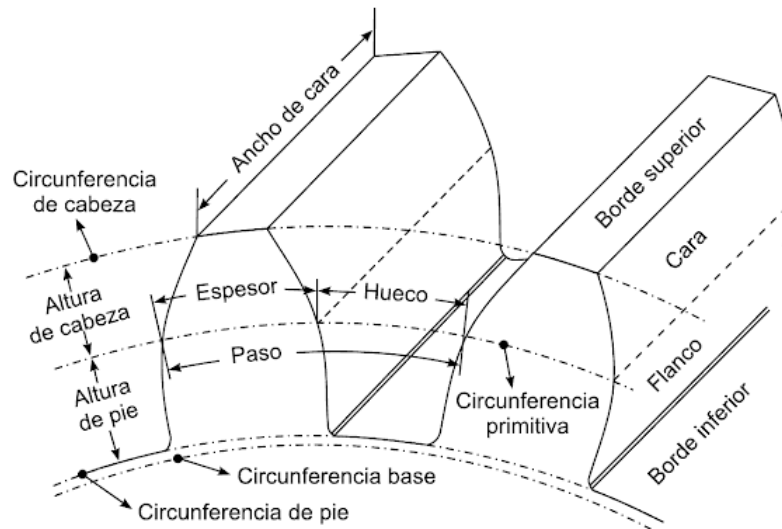


Figura 32. Los elementos de un engrane. En este dibujo le llaman al círculo exterior circunferencia de cabeza, y separan, en la parte baja la circunferencia base y la circunferencia de pie<sup>46</sup>.

Para que dos engranes se entrelacen de manera correcta es necesario que su paso sea el mismo. El paso es la suma del espesor,  $s$ , del diente, y el hueco interdental,  $e$ :

$$s = e = \frac{p}{2} = \frac{1}{2} \frac{2\pi r}{z} = \frac{m\pi}{2}; \quad p = s + e = \frac{2\pi r}{z} \quad (35)$$

$m$  se llama modulo y es el resultado de dividir el paso entre  $\pi$ :

$$m = \frac{2r}{z} \quad (36)$$

<sup>46</sup> Prada, J. C. G. (2014). Problemas resueltos de teoría de máquinas y mecanismos. Ediciones Paraninfo, SA. Página 170

Evidentemente, para que dos engranes se entrelacen, es necesario que el módulo sea el mismo para ambos:

$$m = \frac{2r}{z} \Rightarrow m = \frac{p}{\pi} \Rightarrow m_1 = m_2 = m \quad (37)$$

El perfil del engrane tampoco es arbitrario. La idea es que el perfil debe continuar el contacto cómo lo harían los dos círculos primitivos girando uno sobre otro sin resbalar. La curva que cumple con esto se llama envolvente del círculo o involuta. La involuta es una curva plana cuyas normales son tangentes de la circunferencia. Cuando un hilo tenso o un cable se desenrollan de una bobina circular sus puntos describen la evolvente de la circunferencia de esa bobina. La figura 33 muestra cómo se construye la involuta.

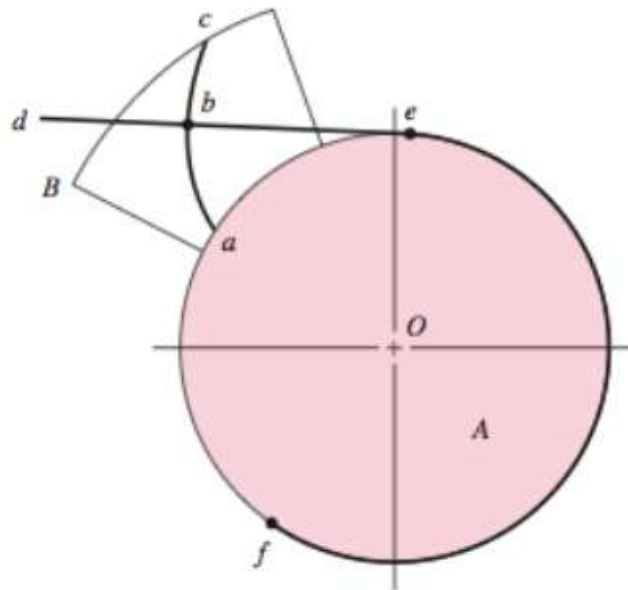


Figura 33. La involuta y su construcción<sup>47</sup>.

<sup>47</sup> Tomado de <https://docplayer.es/20650804-Diseno-mecanico-engranajes-juan-manuel-rodriguez-prieto-ing-m-sc-ph-d.html>

El cilindro A, alrededor del cual se desenrolla una cuerda def que se mantiene tirante. El punto b en la cuerda representa un punto de trazo, y a medida que la cuerda se desenrolla respecto del cilindro, el punto b trazará la curva involuta ac. El radio de la curvatura de la involuta varía en forma continua, de cero en el punto a (pues al enrollar la cuerda el punto e y el punto a coinciden) hasta un máximo en el punto c. En el punto b, el radio corresponde a la distancia be, puesto que b gira de manera instantánea respecto del punto e. Así pues, la recta generatriz de es normal a la involuta en todos los puntos de intersección y, al mismo tiempo, siempre es tangente al cilindro A. El círculo sobre el que se genera la involuta se llama círculo base

Entonces, para diseñar los engranes hay que considerar los cuatro círculos, el número de diente y la involuta. En la figura 34 se ve el engrane en una etapa intermedia. Ahí se notan los cuatro círculos y la involuta.

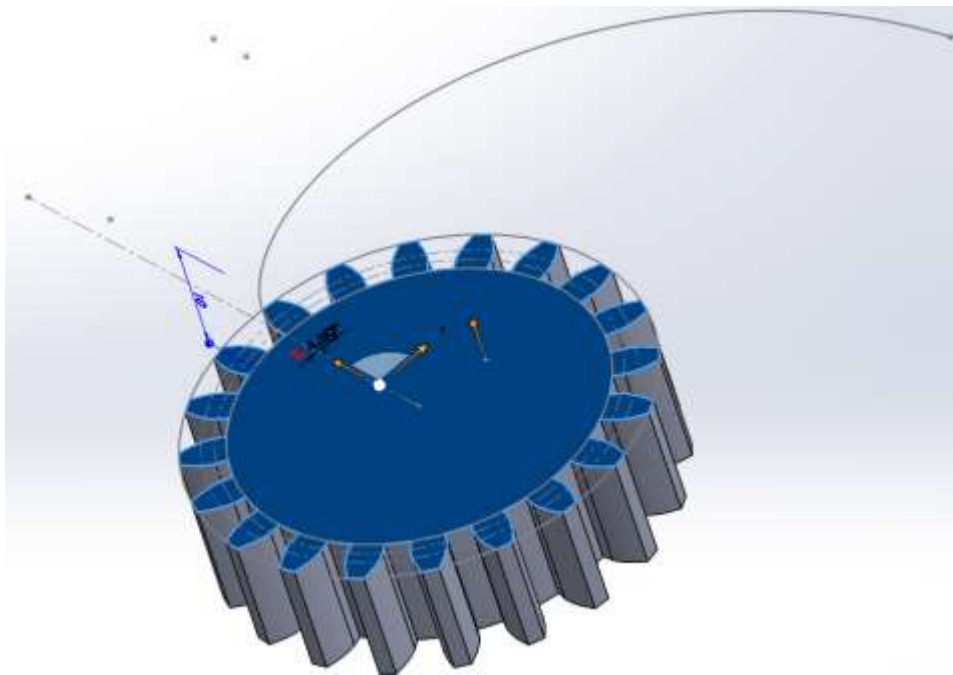


Figura 34. El engrane en una etapa intermedia de diseño. Pueden verse en gris los cuatro círculos y la involuta como el perfil del diente.

En nuestro caso, el engrane mayor tiene 30 dientes, el pequeño 12. En la imagen 34, el número de dientes era de 20. Se cambio a 30 porque a la hora de hacer las pruebas con los dos engranes ya entrelazados, estos números permitían un mejor funcionamiento.

En la figura 35 puede verse el diseño final de los dos engranes. Los anillos vaciados en el centro tienen el objetivo de que la tapa ajuste de manera más fina. Puede notarse que en la ranura del lado izquierdo del engrane grande, donde va el deslizador, hay un vaciado que sigue el perfil de la ranura. Es para que la pestaña saliente del deslizador sea el tope que los mantenga en su lugar por la parte de abajo, la parte que está en contacto con la ventana. Por la parte de arriba, en el deslizador, hay una rosca en la que se ajusta una tuerca que permite que, una vez alineadas las fibras, queden fijas. En la figura 36, se muestran las dos partes del deslizador.

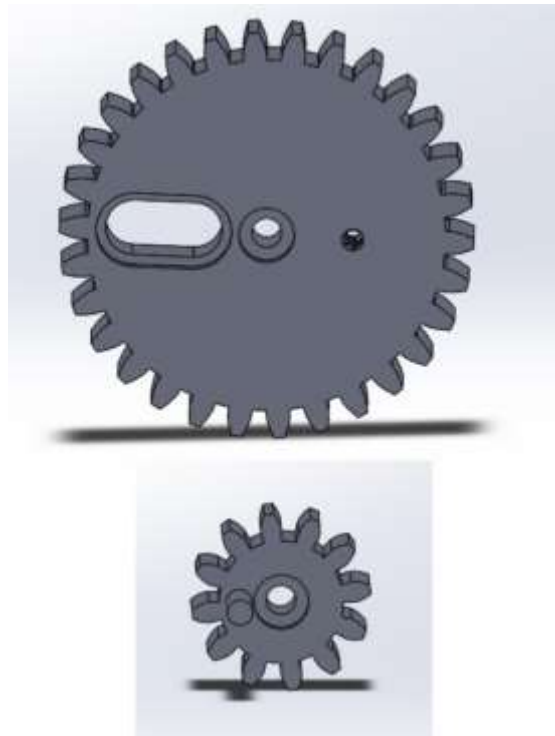


Figura 35. Los dos engranes terminados. En el engrane grande (arriba) pueden verse la ranura donde se moverá el deslizador, el eje con su correspondiente anillo para el ajuste de la tapa y un hueco roscado para fijar con un tornillo una vez alineadas las fibras. En el pequeño (abajo) pueden verse la palanca para controlarlo y el ojo y su correspondiente anillo para el ajuste con la tapa.



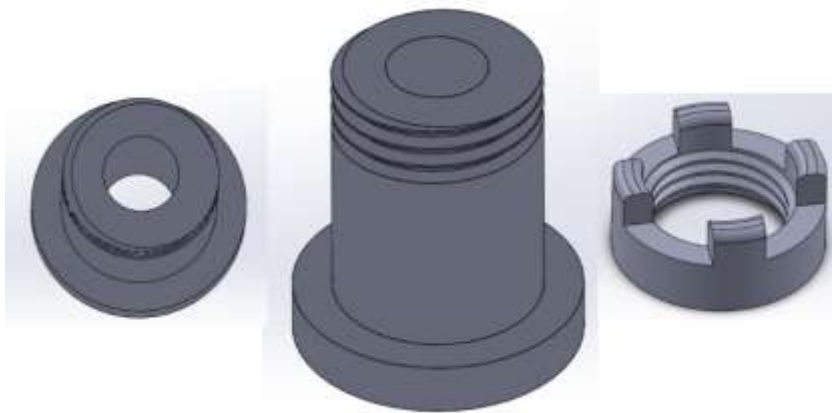


Figura 36. El deslizador. Izquierda: vista superior para apreciar el hueco donde se coloca la fibra. Centro: vista frontal. En ella se aprecia la pestaña en la parte baja y la rosca para la tuerca en la parte superior. Derecha: la tuerca.

### 3.3 Dedal (D)

El dedal se diseñó en tres piezas: una estructura circular (soporte de dedal, Figura 37) donde se insertan y deslizan dos piezas lineales idénticas (deslizador de dedal, figura 38) en los que van las fibras ópticas que llevan la señal al dedo y de regreso. Estas se colocan arriba y abajo del dedo. La de arriba llevan la señal hacia la parte superior del dedo, la de abajo la recoge en la parte inferior. En ambos casos esto se hace mediante prismas de acrílico.

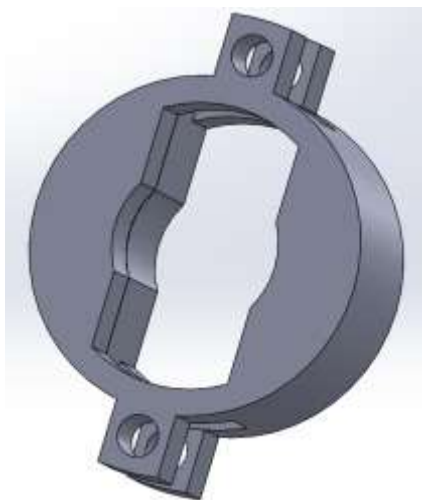


Figura 37 El soporte de dedal.

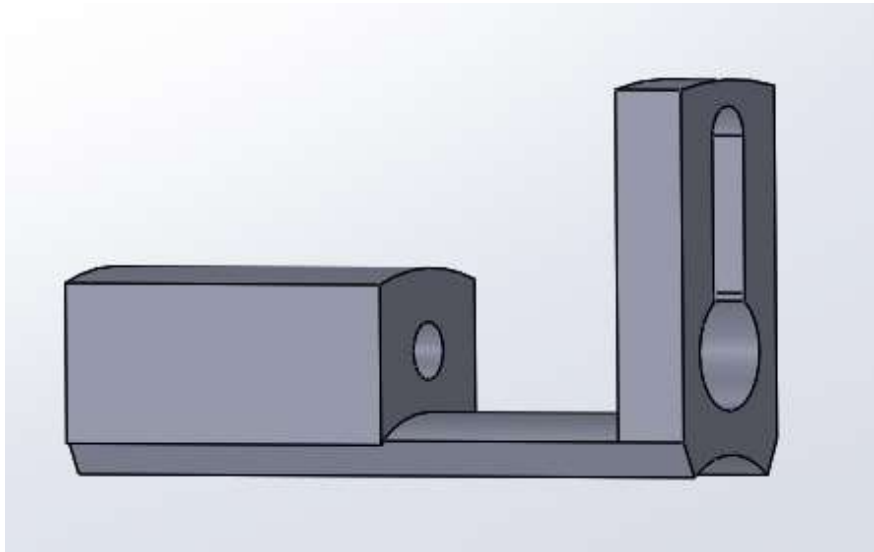


Figura 38. El deslizador del dedal. El dedal lleva dos de estas piezas, idénticas, una para la parte superior y otra para la inferior.

Para que la señal entre al deslizador se diseñaron varias cavidades como se muestra en la figura 39. Pueden verse las cuatro y su función: tenemos una cavidad donde va montado el prisma, al que le llega la luz mediante la fibra óptica montada en el conector que se inserta en el espacio correspondiente. Para que el conector con la fibra pueda entrar se deja un hueco mayor en el frente del deslizador. Arriba de este tenemos una ranura donde va un tornillo que permite ajustar el tamaño al dedo del paciente. La figura 40 muestra el dedal ya ensamblado.

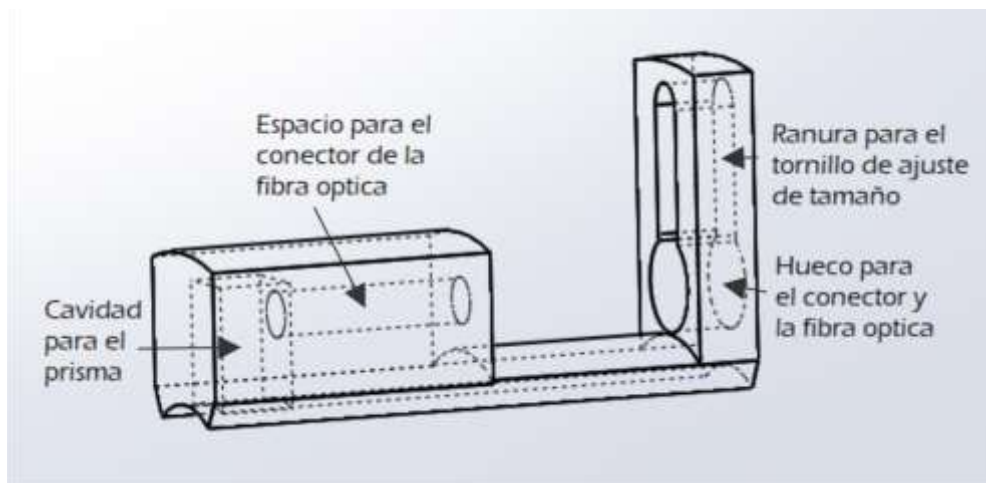


Figura 39. Detalle de las cavidades del deslizador del dedal.

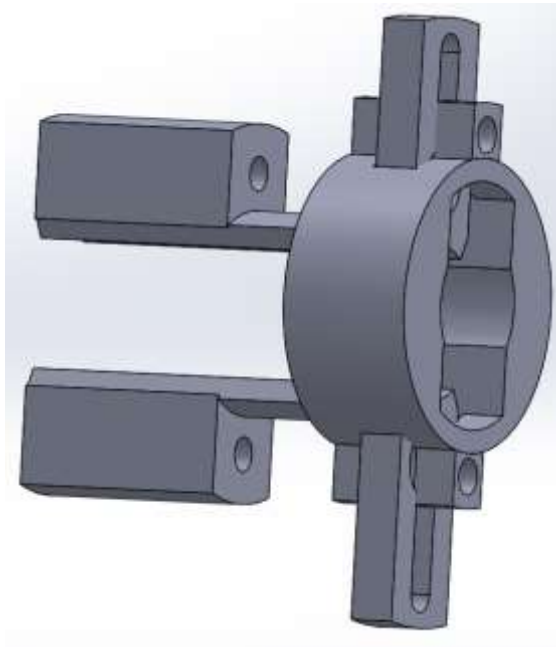


Figura 40. El dedal ensamblado.

El prisma superior redirige la luz y la colima, en tanto que el inferior la vuelve a concentrar para que entre a la fibra óptica de regreso al oxímetro. La figura 41 ilustra el esquema del dedal y cómo se colocan los prismas en el dedo.

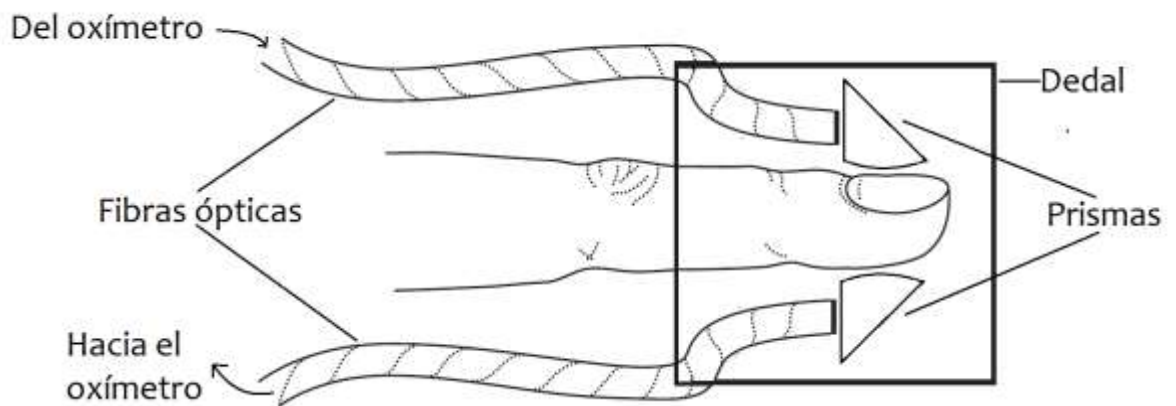


Figura 41. Esquema del dedal.

El prisma se calculó usando la apertura numérica de las fibras ópticas y la ecuación del fabricante de lentes. La apertura numérica es, según las

especificaciones<sup>48</sup>: mínima 0.46, típica 0.47 y máxima 0.50. El índice de refracción del núcleo es 1.492. Por tanto, usando los valores típicos, obtenemos el ángulo de aceptación  $\theta_a$ :

$$\theta_a = \arcsen\left(\frac{0.47}{1.492}\right) = 18.36^\circ \quad (38)$$

Con esto calculamos dónde debe estar el foco, respecto al prisma (ver figura 42).

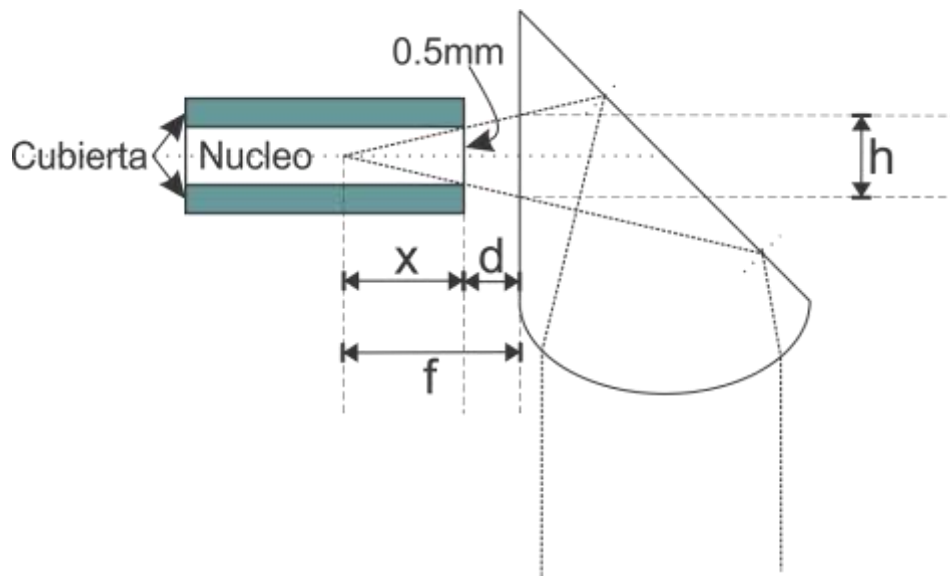


Figura 42. Alineación de la fibra óptica y el prisma.

$$\tan 18.36^\circ = \frac{h}{f} = \frac{3 \text{ mm}}{f} \rightarrow f = \frac{3 \text{ mm}}{\tan 18.36^\circ} \approx 9 \text{ mm} \quad (39)$$

Los tres mm son la mitad del alto del prisma. Por tanto, el foco tiene que estar a 9 mm del prisma. La separación, d, entre el prisma y la fibra se calcula restando al f, la distancia x, que entra el rayo hasta el foco a partir del extremo de la fibra:

$$x = \frac{0.5 \text{ mm}}{\tan 18.36^\circ} \approx 1.50 \text{ mm} \rightarrow d = f - x = 9 \text{ mm} - 1.5 \text{ mm} = 7.5 \text{ mm} \quad (40)$$

<sup>48</sup> Pueden encontrarse en el datasheet, disponible en línea en:  
<https://www.mouser.mx/datasheet/2/678/AV02-1848EN1-1217107.pdf>

Y el radio de curvatura, considerando el prisma como una lente plano-convexa, según la ecuación del fabricante de lentes se calcula con:

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left( \frac{1}{R} \right) \rightarrow \frac{1}{9 \text{ mm}} = \frac{0.492}{R} \rightarrow R = \frac{9 \text{ mm}}{0.492} = 18.3 \text{ mm} \quad (41)$$

Todo lo anterior es el diseño planeado, sin embargo en la etapa de pruebas se tuvieron que modificar algunas cosas, y de nuestros resultados, se proponen probar otras para una etapa posterior de mejora (recordar que esto es un prototipo que prueba, en primera instancia, la viabilidad de esta aproximación).

## 4. Pruebas y resultados

Antes de probar el prototipo, teníamos que partir de una idea sobre lo que podíamos esperar del equipo original, lo que en este caso significa probar el oxímetro con su dedal nativo. Es la parte a la que llamamos etapa 0 en la tabla 5. Para ello lo probamos las dos condiciones de iluminación posibles:

- Luz ambiental apagada
- Luz ambiental encendida

En ambos casos no detecta sin el dedo, lo que demuestra su correcto funcionamiento. En cuanto se introduce el dedo detecta de inmediato (el led rojo indica esto al encenderse), y tarda aproximadamente 4:30 segundos en sincronizarse con el latido y comenzar a medir (el encendido intermitente del led verde lo atestigua), y a partir de ahí otros 8 a 9 segundos en dar la medición. Lo que parece afectar un poco el tiempo de la sincronización, es que tan profundo se mete el dedo en el dedal: si se mete hasta la máxima profundidad se sincroniza más rápido (1 a 2 segundos menos) que si se introduce menos (1 a 2 segundos más). En cualquiera de los casos (con más o menos profundidad) la medida coincide.

### 4.1 Pruebas sobre el diseño original y modificaciones

Ya con el prototipo, procedimos a probarlo en diferentes etapas, de tal manera que cada etapa agregara más camino al viaje de la luz. Considerando esto, nuestra primera prueba consistió en experimentar con los ledes y el fotodiodo directamente en el protoboard, con la intención de ver si las pérdidas en el aire afectaban la medición. Es lo que llamamos etapa 1 en la tabla 5. En la figura 42 puede verse uno de los resultados. La separación entre los ledes y el fotodiodo fue de aproximadamente 1.5 cm.

Lo que observamos es que, aunque hay variaciones en la medida del SpO<sub>2</sub>, la medida se corresponde dentro de cierto margen con la que se hace con el dedal propio del instrumento. Nuestras estimaciones son que calcula a la baja por un 4%-5%, ya que la oxigenación normal suele estar entre 96 y 94%. La medida del pulso parece ser correcta.

Variaciones debidas a la luz ambiental. Como el oxímetro funciona en base a la detección de luz, es posible que la luz ambiental afecte las medidas. Este efecto, junto con variaciones debidas al movimiento del dedal, suelen llamarse artefactos en la literatura. Por tanto, hicimos tres pruebas:

- Luz ambiental apagada, ledes encendidos
- Luz ambiental encendida, ledes encendidos
- Luz ambiental encendida, ledes apagados

La diferencia fundamental, es que hay variaciones. En el primer caso son muy pequeñas y se estabilizan rápidamente; en el segundo son, proporcionalmente más rápidas, pero aún son relativamente pequeñas. En el tercero son más rápidas y difíciles de estabilizar, pero parecen oscilar hacia arriba y hacia abajo de los valores normales. No medimos porque no era la intención usar el oxímetro en condiciones de sensor expuesto a luz ambiental (el dedal, tanto el original, como el nuestro, está blindado para que no entre la luz). Esto indica dos cosas:

1. La luz ambiental no parece afectar la medición.
2. El arreglo experimental de esta primera etapa, usando los ledes y el detector fuera y no los incorporados en el dedal, parece funcionar bien, sin problema.

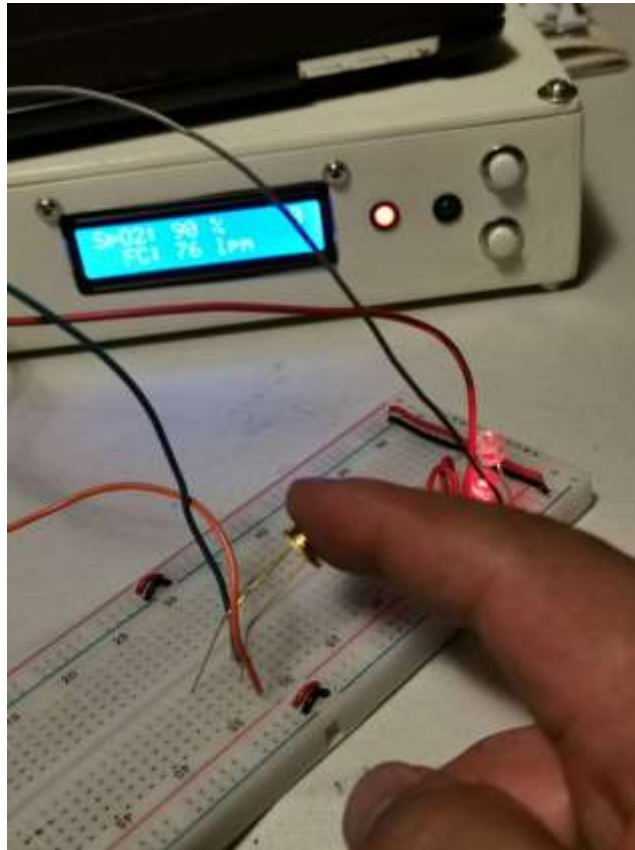


Figura 43. la prueba con aire entre la señal de salida y entrada.

La segunda prueba fue ya con la caja de E/S y con las fibras alineadas, aunque aún no con la ventana. Es la etapa 2 de la tabla 5. De acuerdo con el diseño original se usó una fibra bifurcada (ver la figura 44). Sin embargo, la señal es tan débil que el oxímetro no alcanzó a detectar nada.

Para resolver el problema se probaron tres cosas:

- Usar una fibra compuesta, hecha de más fibras.
- Concentrar la luz de los ledes mediante espejos parabólicos.
- Concentrar la luz de los ledes mediante lentes.

Explicamos cada una de ellas con sus resultados:

Usar una fibra compuesta. Para aumentar la intensidad de la señal decidimos hacer un haz de varias fibras en cada uno de los elementos de entrada y



salida. El número de fibras fue de cuatro, ya que es, aproximadamente el diámetro de los ledes (5 mm). No es posible poner más fibras porque ya no cubre, en contacto, la superficie plana del led. Con ello, como esperábamos, la intensidad luminosa aumenta en factor cercano a cuatro. Esto fue medido con el fotodiodo y un multímetro, es decir, medimos el voltaje generado cuando sólo había una fibra y lo comparamos con el voltaje generado cuando hay cuatro fibras. La figura 45 muestra cómo se insertan las fibras compuestas en la tercera placa de alineación de la caja de E/S.

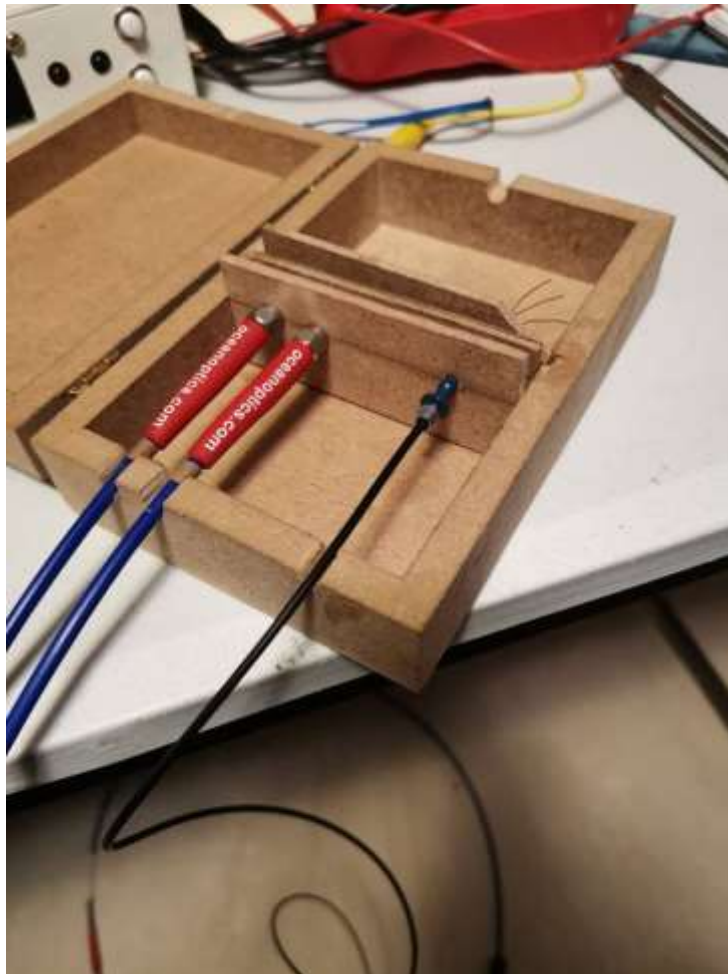


Figura 44. La caja con la fibra bifurcada (azul) y la fibra de detección (negra).

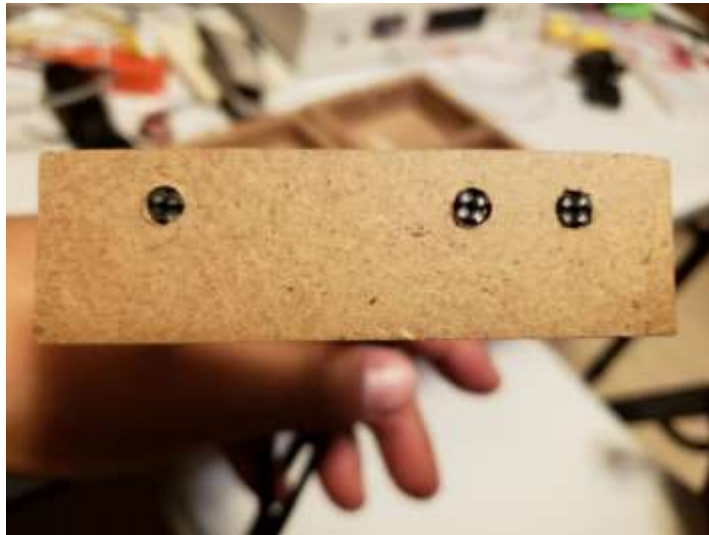


Figura 45. Las fibras compuestas (de cuatro fibras individuales) en la tercera placa de alineación.

*Concentrar la luz de los ledes mediante espejos parabólicos.* Para esta parte obtuvimos cuatro espejos parabólicos de linternas pequeñas de llavero (ver la figura 46). Un se usa como reflector para enviar la luz led, el otro, encontrado con esto, se usa como concentrador.

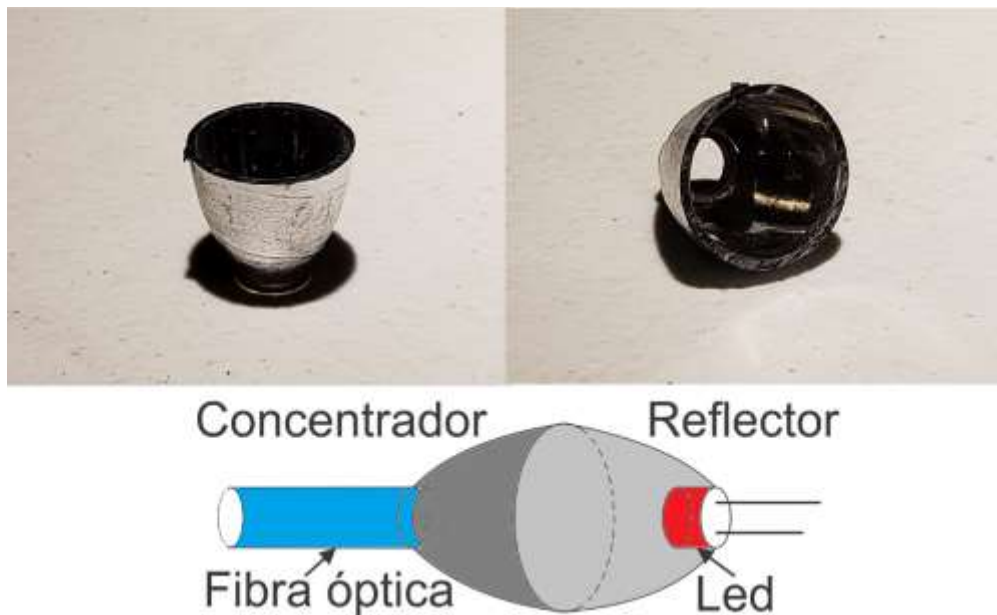


Figura 46. Los dos espejos parabólicos encontrados. Arriba las fotos del reflector, abajo el esquema del arreglo.

Al igual que con el punto anterior, medimos la intensidad mediante el fotodiodo, comparando el voltaje con los espejos y sin ellos. Los resultados muestran que hay un aumento ligero en la intensidad, pero no es significativo. La explicación puede ser porque las fibras son tan delgadas y la luz se envía preferentemente al frente, que en esta parte “directa” entra poca luz a las fibras. La luz adicional que rebota en las paredes probablemente llega a las fibras con ángulos mayores al de aceptación por lo que no aumenta la intensidad transmitida. Como no hay ventajas y aumenta un poco la complejidad no se usó en la prueba final del prototipo.

*Concentrar la luz de los ledes mediante lentes.* En esta parte usamos una lente extraída de otra linterna con un foco aproximado de dos cm. Con este, a una distancia de tres cm, se proyecta la imagen del led en un spot del diámetro aproximado de la fibra compuesta. No se nota diferencia en la intensidad con lente y sin lente. La posible explicación es que, aunque sin lente el spot del led diverge, si la fibra compuesta está en contacto con él, la mayoría de la luz entra en la fibra. Por tanto, tampoco se usó este arreglo en la prueba final del prototipo.

Por lo anterior, la única mejora usada fue la de la fibra compuesta. Se obtuvieron los mismos resultados cualitativos observados para la etapa 1, aunque la baja en la oxigenación es un poco mayor, la oxigenación baja a 88-86%. El ritmo cardiaco no cambia. En la figura 47 se muestran el lado externo e interno del acople de la ventana

Un aspecto que vale la pena aclarar es el método de sujeción del acople a la ventana. Se imprimieron los chupones en 3d, al igual que los acoples y el dedal, pero las condiciones de flexibilidad necesarias para el material plástico hicieron complicado que el chupón funcionara. Si el material era muy flexible no permitía la adherencia al vidrio, pero si era muy rígido, solía fragmentarse fácilmente. Hicimos varios prototipos de chupón y probamos con varios materiales, de los disponibles para la impresión, y sin embargo el resultado

no fue satisfactorio. Por consiguiente, y dado que lo importante era sólo sostener adheridos ambos lados del acople V, decidimos dejar el chupón de lado y ser pragmáticos, por lo que nos decantamos por esta opción, barata y accesible, de la malla de doble lado adhesivo.



Figura 47. El acople V. La foto de arriba es el lado exterior, la de abajo el interior.

Los resultados de la medida en este caso, etapa 3, son más caóticos. La oxigenación oscila ceca del valor de 86-88%, pero el pulso oscila de manera mucho más desordenada, haciendo difícil ver algún valor central. Los extremos de la oscilación están un poco arriba del valor que debería ser el correcto (dependiendo de la persona y las condiciones 65-70 lpm). El valor superior ronda los 125 lpm, el mínimo 98 lpm. Nuestra explicación es que, dado que el camino más largo y los cambios de medio hacen mayores las pérdidas, la razón señal/ruido se hace más pequeña, lo que provoca que el oxímetro no pueda manejar correctamente una señal tan baja y empieza a fallar. En la figura 48 se muestra el dedal con las fibras.

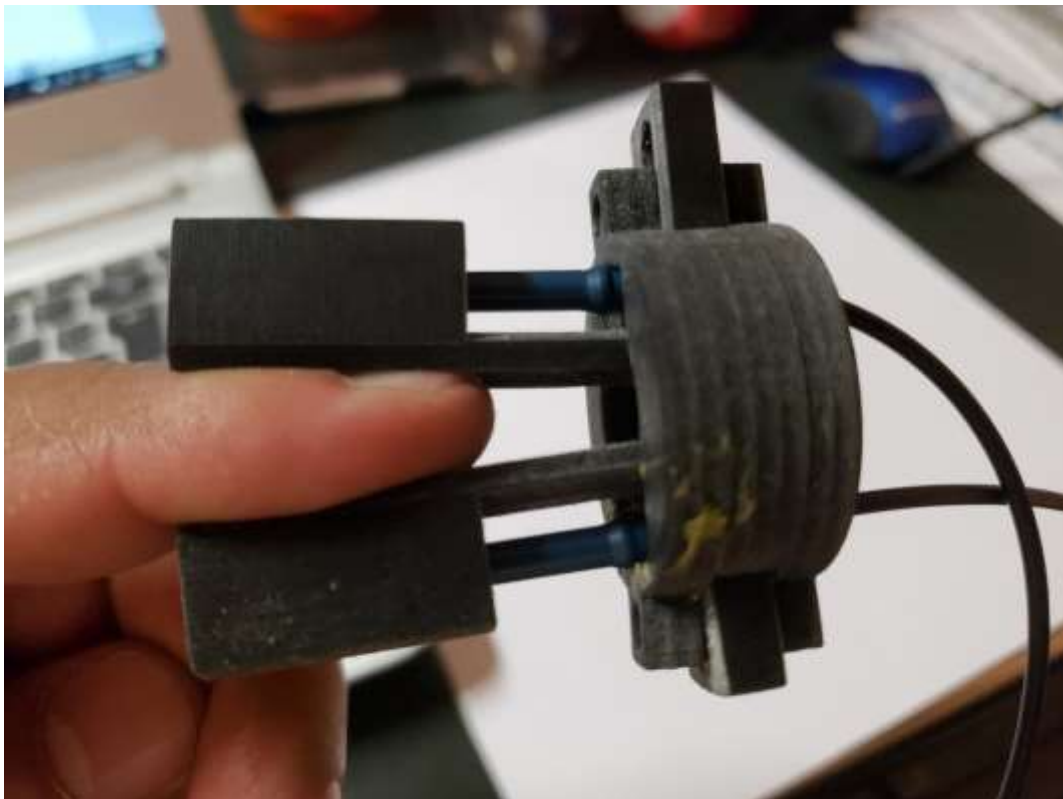


Figura 48. El dedal con las fibras.

En la foto del dedal falta algo: para tapar la luz exterior, el dedal lleva a los lados un pedazo rectangular de foamy<sup>49</sup> negro. En la foto no se incluye para mostrar como el dedo se inserta.

La tabla 6 resume los resultados que obtuvimos en cada una de las etapas. Como las medidas dependen de la persona, e incluso de la hora, pues con más agitación pueden cambiar las pulsaciones, los valores presentados son valores típicos, es decir, valores obtenidos dentro de esos rangos de manera común.

Tabla 6. Resultados típicos de las cuatro etapas de prueba

Etapa	Ubicación/pieza	Intervalo-valor medido en SpO <sub>2</sub>	Intervalo-valor medido en FC	Variabilidad de la medición
Etapa 0	Dedal original	92-95%, 94%	74-81 lpm, 75 lpm	Muy baja
Etapa 1	Protoboard/Acople E/S	89-91%, 92%	74-81 lpm, 74 lpm	Baja
Etapa 2	Ventana	85-89%, 91%	98-125 lpm, 102 lpm	Alta
Etapa 3	Dedal	60-97%, 80%	95-125 lpm, 100 lpm	Muy alta

Como puede verse, la variabilidad e inestabilidad es mayor entre más distancia recorre la luz. Por variabilidad en la medición queremos decir la rapidez con oscilan las medidas que se muestran en el display. En estos casos, de variabilidad alta y muy alta, las medidas se estabilizan unos instantes en los valores típicos, pero vuelve a variar. En la variabilidad baja, la estabilidad del valor medido suele ser muy buena, presentándose algunas variaciones, pero sin grandes brinco.

---

<sup>49</sup> El etilvinilacetato (conocido también como goma EVA, foamy, foami, espumoso o EVA foam) es un polímero termoplástico conformado por unidades repetitivas de etileno y acetato de vinilo. Se le llama EVA por las siglas de su nombre técnico, etileno-vinil-acetato. Fuente Wikipedia.

## 4.2 Análisis de resultados, propuestas y conclusiones

De lo dicho anteriormente podemos separar los resultados a mejorar en tres categorías:

- Fuentes de luz.
- Trasmisión (fibras ópticas e interfases: ventana, prismas).
- Detección y electrónica.

En cuanto a las fuentes de luz usamos, como ya dijimos ledes “simples”. Por tanto, es posible pensar en otras dos posibilidades:

- A. Usar ledes de alta intensidad
- B. Usar láseres.

*Usar ledes de alta intensidad.* Los ledes como los que usamos tienen una potencia de entre 40 a 100 mW (dependiendo del voltaje de operación y con una corriente de alrededor de 10mA), con una luminosidad de 8 mcd (milicandelas). Los ledes de alta luminosidad pueden llegar a 80 mcd con el mismo consumo de corriente, por lo que son muy eficientes en convertir la energía eléctrica en luz. Existe aún una categoría más intensa, los ledes hiperbrillantes, con intensidades de entre 1500 a 3000 mcd y con un consumo de corriente de 20 mA. Pueden probarse estos dos tipos de ledes, tratando de que las pérdidas de señal sean menos importantes y que la razón señal/ruido sea un factor menos de error. Puede ocurrir, sin embargo, que si la intensidad es grande, con los ledes hiperluminosos, se sature el detector y el oxímetro no sea capaz de manejar tanta luz. Parece probable que, en este caso, sea necesario recalibrar el instrumento. Es posible que el resultado final sea un compromiso entre mucha intensidad a la entrada y poca a la salida. De cualquier manera, esta parte es más electrónica que óptica.

Usar láseres. Los láseres tendrían la ventaja importante sobre los ledes de la alta direccionalidad, lo que permitiría que un alto porcentaje de la luz entrara dentro de la fibra y su ángulo de aceptación. Tienen sin embargo dos problemas: los ledes tienen mejor características de respuesta y la electrónica para controlar los láseres en un poco más compleja que la usada para controlar los ledes. Las ventajas de estos últimos son<sup>50</sup>:

- Un ancho de banda estrecho (casi monocromático)
- Alta eficiencia
- Baja temperatura
- Alta velocidad de switching (>1 Mhz)
- Longitud de onda pico estable
- La intensidad varia linealmente con la corriente impulsora
- Baratos comparados con los láseres de semiconductor
- Más seguros que los láseres semiconductores

Un problema adicional es que al ser la fibra y el spot del láser de un diámetro muy pequeño, la alineación óptica tiene que ser más precisa.

Considerando estas cosas, parece que la estrategia óptima sería usar de ledes de alta intensidad y ver si con el oxímetro se pueden manejar estas intensidades, probablemente con una recalibración.

Para la trasmisión, es evidente que la parte más importante fue la que ya probamos: fibras compuestas. Evidentemente, el usar fibras compuestas comerciales mejoraría la trasmisión. La nuestra es hecha por nosotros mismos a partir de fibras sencillas. Es posible que, además de esto, puedan probarse en los vidrios, donde si hay un poco más de perdidas por divergencia, algún mecanismo de enfoque como lentes. Esto implicaría un rediseño del acople V.

---

<sup>50</sup> Referencia [2] página 18.



Finalmente, en la parte de detección y del oxímetro, lo más probable es que al cambiar las fuentes de luz y alterar las pérdidas y la razón señal/ruido, también implique rediseñar y/o recalibrar la parte electrónica.

En cuanto al diseño, es evidente que podría mejorarse sustancialmente. Por ejemplo, pueden usarse otros materiales más ligeros o con otras características. El prototipado con impresión 3D, a pesar de sus ventajas, aún tiene un poco de transitorio. Pueden pensarse formas mejores de ajustar las fibras en los deslizadores, etc.

Además de toda la extensión para el oxímetro, es posible que el acople de ventana, el cual es el más complejo de nuestros diseños, pueda ser útil en otras condiciones diferentes de la oximetría y en la que sea necesario o deseable pasar una señal óptica a través de un medio transparente. Es factible, por ejemplo, en lugar de pensar en la parte interna como la más sencilla, usar dos partes externas a cada lado de la ventana y aumentar el control de la alineación de las fibras. En este sentido, consideramos a nuestro acople como algo innovador, y una pequeña aportación tecnológica.

Y, como puede verse de los resultados, necesitamos asegurar una mayor estabilidad y certeza, lo cual, probablemente, sea una combinación de óptica y electrónica. Tenemos que mejorar la detección del oxímetro para que trabaje en condiciones de baja razón señal a ruido, pero es probable que un diseño óptico aún mejor, ayude a que la baja de la razón señal/ruido sea menor.

Nuestro prototipo es una primera aproximación a una solución del problema de medir la oxigenación en la sala de RMN. Es necesariamente algo transitorio, pero nos da una idea de la factibilidad de esta aproximación. Como puede verse la extensión óptica es viable, y con un poco de trabajo puede ser un producto patentable. Es por tanto, una aproximación a una solución de un problema real y puede ser un producto interesante para los hospitales por ser más económico y fácilmente accesible en nuestro país.

## Anexo

### 5.1 Resonancia magnética nuclear (RMN)

La resonancia magnética nuclear es el estudio de la estructura molecular mediante la medición de la interacción de un campo electromagnético oscilante de radio frecuencia con un conjunto de núcleos inmersos en un campo magnético externo muy intenso [7].

Al someter los núcleos de una muestra a un campo magnético intenso,  $B_0$ , y con ayuda de un campo magnético oscilante de radio frecuencia ( $10^6$ - $10^{10}$  Hz),  $B_1$ , transversal a  $B_0$ , se obtiene una gráfica de las frecuencias a las cuales ocurren resonancias (las frecuencias en las que los núcleos absorben energía del campo magnético) y se observa el *espectro RMN*, que es una huella característica de la molécula y permite identificarla y estudiarla. La figura 49 muestra un ejemplo.

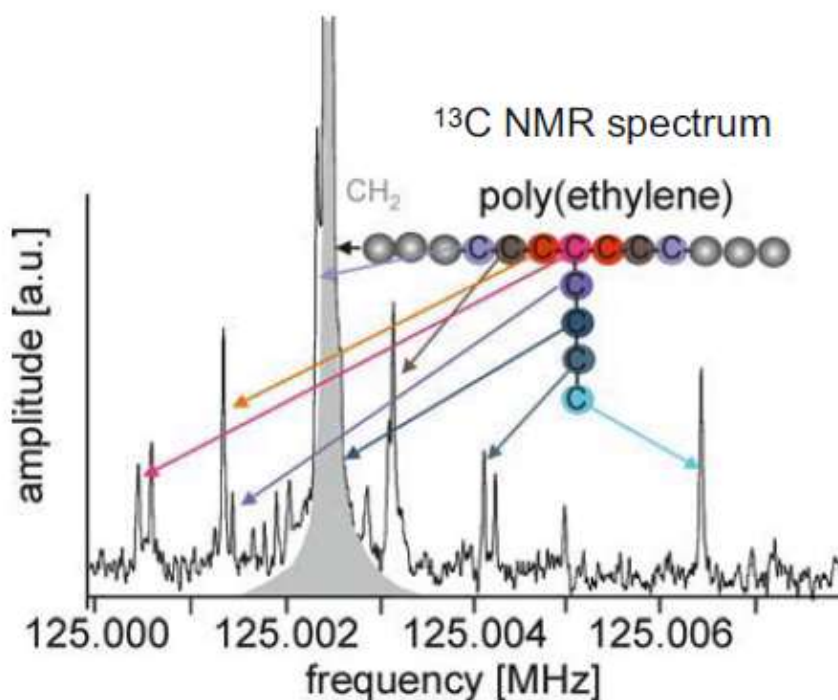


Figura 49. El espectro RMN del  $^{13}\text{C}$ . Pueden verse los diferentes picos de absorción correspondiente a diferentes núcleos que conforman la molécula. Tomado de la referencia [8].

## 5.2 El Espín Nuclear

Una propiedad intrínseca de las partículas es el espín —el cual no tiene análogo a nivel macroscópico— que permite que los núcleos de los átomos y las moléculas respondan al campo magnético, lo que hace posible la RMN. El núcleo está formado por neutrones y protones (genéricamente llamados nucleones), y ambos tipos de partículas están conformados por tres quarks ligados por gluones. La figura 50 muestra la configuración de ambos.

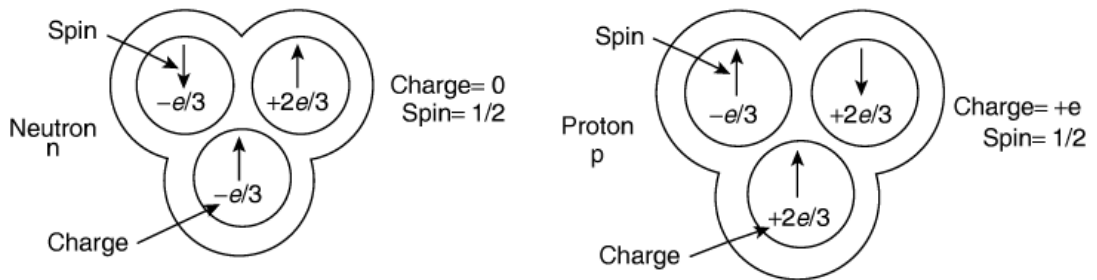


Figura 50 Configuración del neutrón y el protón. Pueden verse las tres cargas y espines de los quarks en cada caso. Tomado de la referencia [8].

Se observa que la carga total del neutrón es cero y su espín es  $1/2$ , en tanto que para el protón la carga es  $+e$  y el espín también  $1/2$  (la carga eléctrica de la otra partícula atómica, el electrón es  $-e$  y su espín  $1/2$ ).

Hay una relación entre el espín y el momento magnético de las partículas:

$$\hat{\mu} = \gamma \hat{S} \quad (42)$$

Donde  $\mu$  es el momento dipolar magnético de la partícula,  $S$  es su espín y la constante de proporcionalidad,  $\gamma$ , es la relación giromagnética (o magnetogirica). Los gorros arriba del momento magnético y el espín indican que ambos son operadores cuánticos.

En los núcleos, donde hay varios neutrones y protones, el espín total es la suma de todos los espines. No obstante, estos pueden distribuirse en combinaciones de dos posibles orientaciones (arriba o abajo). Según la

mecánica cuántica, el momento angular total de dos partículas con momento angular  $J_1$  y  $J_2$  (debido a movimiento rotacional o espín) es:

$$J = [J_3(J_3 + 1)]^{1/2} \hbar \quad (43)$$

La degeneración (el número de combinaciones posibles) está dado por el valor de  $J_3$ :

$$J_3 = |J_1 - J_2|, |J_1 - J_2| + 1, |J_1 - J_2| + 2, \dots |J_1 + J_2| \quad (44)$$

En el caso de dos partículas con espín  $\frac{1}{2}$  tenemos que  $S_1=S_2=1/2$  (cuando el momento angular se debe al espín se suele usar  $S$  en lugar de  $J$ ) y hay sólo dos posibilidades:  $S=0$  o  $S=1$ . En el primer caso los espines apuntan en sentidos opuestos (están apareados) y se cancelan ( $\uparrow\downarrow$ ), en el segundo los espines apuntan en el mismo sentido y se refuerzan ( $\uparrow\uparrow$ ). Los estados  $S=0$  y  $S=1$  tienen diferente energía, aunque para saber cuál es el estado de mínima energía se requiere saber las interacciones totales del sistema (si las partículas son electrones en orbitales atómicos, o electrones en moléculas, o nucleones en el núcleo). El caso  $S=1$  tiene tres estados con número cuántico azimutal  $m=\{-1, 0, 1\}$ . Si el ambiente es isotrópico los tres estados tienen la misma energía con momento angular total  $S=1$  y se le llama *triplete*. Esta degeneración puede romperse con la aplicación de un campo externo (magnético o eléctrico). El estado  $S=0$  es no degenerado, con  $m=0$  y se llama *singlete*<sup>51</sup>.

En los núcleos, la configuración del sistema depende de cuantos nucleones hay. La figura 51 muestra el caso del deuterio  ${}^2\text{H}$  (como es usual, el número de nucleones se pone como superíndice a la izquierda del símbolo del elemento químico):

---

<sup>51</sup> Para una explicación detallada de esto ver Burrow, H. D. (2013). Applied photochemistry (p. 598). R. C. Evans, & P. Douglas (Eds.). Dordrecht: Springer. Páginas 28-31

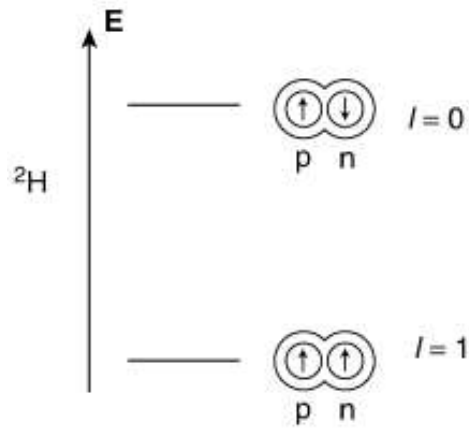


Figura 51. Niveles energéticos del deuterio.

Como se observa, hay dos posibles niveles de acuerdo con el espín de protón y neutrón. En el de menor energía (eje vertical) los espines apuntan al mismo lado y, por tanto, el momento total es  $I=1$  (en el caso del núcleo al momento total se le representa por  $I$ ). Se observa que el estado base es el estado con  $I=1$ . En un núcleo con más partículas hay más posibilidades. La figura 52 muestra el caso del  ${}^6\text{Li}$ , con el estado base también con  $I=1$ .

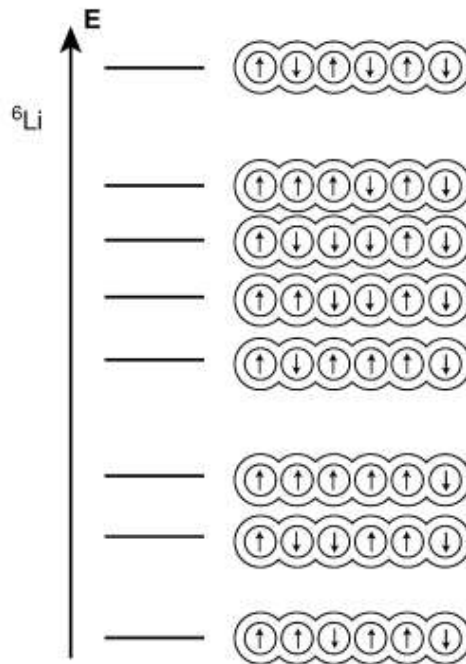


Figura 52. Los niveles energéticos para el  ${}^6\text{Li}$ , mostrando el nivel base  $I=1$ .

### 5. 3 El desdoblamiento Zeeman nuclear

Cuando un núcleo en su estado base con espín  $I$  (con degeneración  $2I+1$ ) se somete a un campo magnético, la degeneración se rompe, tal como en el momento angular ordinario. El desdoblamiento de los niveles nucleares de espín se llama desdoblamiento Zeeman nuclear. La figura 53 muestra este desdoblamiento en tres casos. Se grafica la energía como función del campo aplicado.

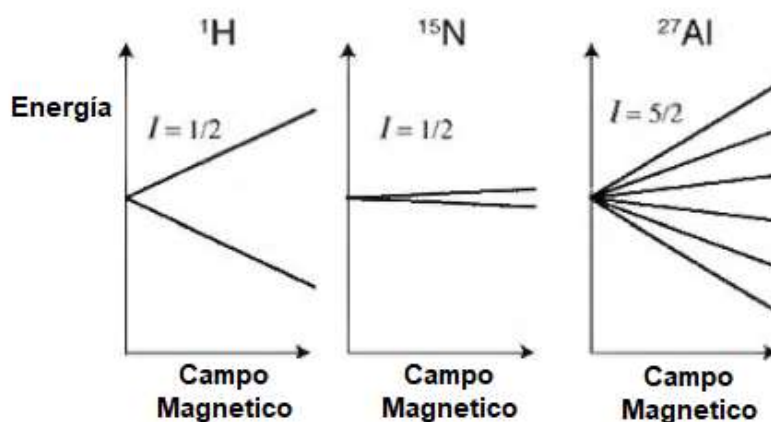


Figura 53. El desdoblamiento Zeeman nuclear. Se muestran los subniveles para el  $^1\text{H}$ ,  $^{15}\text{N}$  y  $^{27}\text{Al}$ . Tomado y adaptado de la referencia [7]

Los núcleos  $^1\text{H}$  y  $^{15}\text{N}$  son de espín  $1/2$  y por tanto, se separan en dos subniveles (recordar que la degeneración es, en estos casos,  $2(1/2)+1=2$ ). El núcleo de  $^{27}\text{Al}$  es de espín  $5/2$  y por lo tanto se separa en seis niveles ( $2(5/2)+1=6$ ).

La energía de cada subnivel desdoblado es proporcional al campo magnético aplicado y al número cuántico azimutal  $m$ <sup>52</sup>:

$$E_i = -m_i \gamma \hbar B_0 \quad (45)$$

<sup>52</sup> Como todos los resultados cuantizados, este viene de aplicar el hamiltoniano adecuado. Una excelente revisión de la mecánica cuántica necesaria para RMN viene en los capítulos 6, 7 y 8 de la referencia [9].

De esta ecuación puede verse que la diferencia de energía entre los niveles es

$$\Delta E_i = \gamma \hbar B_0 \quad (46)$$

Como antes, la constante  $\gamma$  es la relación giromagnética, sólo que ahora es la del núcleo completo. No depende del campo externo aplicado y es constante para cada núcleo de cada isotopo de un elemento.

#### 5.4 Precesión y frecuencia de Larmor

Otro efecto del campo externo sobre los núcleos es que empiezan a precesar, es decir a girar en un cono con un cierto ángulo respecto del eje del campo magnético aplicado  $B_0$ . Es análogo a lo que sucede con un trompo cuando precesa en el campo gravitacional terrestre mientras gira. Este ángulo depende de la orientación del espín de cada núcleo, y es por tanto diferente para cada núcleo. En circunstancias normales los espines de todos los átomos están aleatoriamente distribuidos, por lo que se cancelan vectorialmente y no hay magnetización neta en el material<sup>53</sup>. Con la aplicación del campo hay, sin embargo, una pequeña asimetría, lo que hace que sea más probable que los espines se alineen de acuerdo con el campo magnético externo. Explicamos esto con detalle en la sección siguiente.

La frecuencia angular de la precesión viene dada por la ecuación<sup>54</sup>:

$$\omega = -\gamma B_0 \quad (47)$$

---

<sup>53</sup> Hay que recordar que la magnetización es un vector cuya magnitud es la densidad de dipolos magnéticos en el material.

<sup>54</sup> Para determinar el giro de la precesión se usa la regla de la mano derecha: el pulgar se coloca en la dirección del campo externo  $B_0$  y los dedos se cierran en la dirección de giro. A causa del signo negativo en la ecuación, para partículas o núcleos con relación giromagnética negativa, la regla de la mano derecha señala que el sentido de giro será antihorario visto desde arriba del campo magnético externo (o de la uña del pulgar), en un plano perpendicular al mismo. Para relaciones giromagnéticas positivas el sentido será horario.

La figura 54 ilustra la precesión.

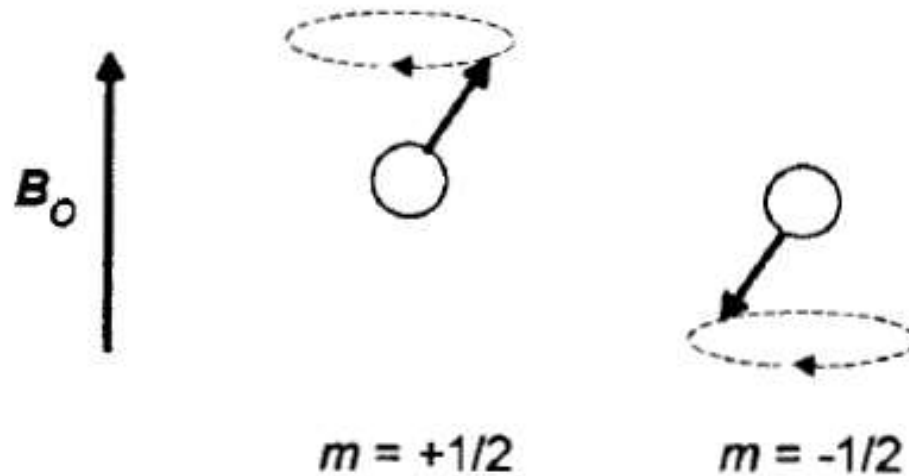


Figura 54. La precesión de los núcleos atómicos en presencia de un campo magnético externo. Tomado de la referencia [7].

Una nota importante acá, es que no todos los núcleos sufren efecto Zeeman (y por tanto no son susceptibles de RMN):

- Los núcleos con número par de protones y número par de neutrones tienen espín nuclear cero y son RMN silentes. Ejemplos son  $^{12}\text{C}$ ,  $^{16}\text{O}$ ,  $^{18}\text{O}$  y  $^{32}\text{S}$ .
- Los núcleos con número impar de protones y número impar de neutrones tienen espín nuclear,  $I$ , entero mayor que cero y son detectables por RMN. Ejemplos son  $^2\text{H}$  ( $I=1$ ),  $^{10}\text{B}$  ( $I=3$ ),  $^{14}\text{N}$  ( $I=1$ ) y  $^{50}\text{V}$  ( $I=6$ ).
- Los núcleos con número impar de protones y número par de neutrones (o viceversa) tienen espín nuclear,  $I$ , semientero y son detectables por RMN. Ejemplos son  $^1\text{H}$  ( $I=1/2$ ),  $^{11}\text{B}$  ( $I=1/2$ ),  $^{13}\text{C}$  ( $I=1/2$ ),  $^{15}\text{N}$  ( $I=1/2$ ),  $^{17}\text{O}$  ( $I=5/2$ ),  $^{19}\text{F}$  ( $I=1/2$ ),  $^{29}\text{Si}$  ( $I=1/2$ ) y  $^{31}\text{P}$  ( $I=1/2$ ).

Finalmente, el mismo elemento puede tener diferentes isotopos, con diferente número de nucleones, por lo que algunos resultaran detectables por RMN y otros no.



## 5.5 Relajación longitudinal

En ausencia de campo externo, los espines de todos los núcleos apuntan en todas direcciones, por lo que no hay magnetización en el material. Cuando se prende el campo externo, los espines comienzan a precesar formando un ángulo con el campo, diferente para cada núcleo en concordancia con la diferente orientación original de cada uno (la magnetización sigue siendo aún cero). Sin embargo, falta considerar la influencia de moléculas, átomos, núcleos y electrones de los alrededores. Su movimiento constante hace que cada núcleo experimente un pequeño campo magnético fluctuante (tanto en magnitud como en dirección) que se suma al campo externo. Para tener una idea de lo pequeño de este campo interno, en presencia de un campo externo  $B_0=11.57$  T, la dirección de los espines nucleares fluctúa en solo  $10^{-4}$  grados. A pesar de su tamaño, estas pequeñas fluctuaciones rompen la simetría y permiten que a largo plazo aparezca una magnetización en el material. Largo plazo aquí significa segundos (el tiempo de la precesión, por otro lado, caracterizado por el inverso de la frecuencia de Larmor, es de nanosegundos). Lo fundamental es que el movimiento aleatorio de los espines no es completamente isotrópico. Dado que el ambiente tiene una temperatura finita, es ligeramente más probable que el espín apunte hacia una orientación con baja energía magnética que hacía una con alta. El movimiento es, entonces, ligeramente sesgado hacia orientaciones de espín paralelas al campo magnético. Esto produce una distribución anisotrópica estable, llamada de *equilibrio térmico*. Los espines siguen moviéndose aleatoriamente (con el movimiento molecular) al tiempo que precesan, sin embargo, la *distribución neta* de orientaciones de los espines con momento magnético a favor del campo, son ligeramente más probables que las opuestas a él. La figura 55 ilustra este hecho.

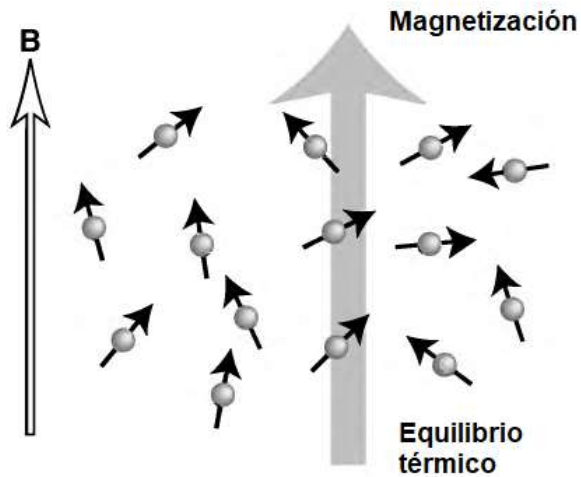


Figura 55. La magnetización en el equilibrio térmico. Tomada y adaptada de la referencia [9]

La magnetización depende del tiempo que el campo externo lleva actuando sobre los núcleos. Cuando la muestra empieza a sentir el campo, la magnetización empieza a crecer desde cero hasta algún valor, de manera exponencial. Por tanto, la *magnetización longitudinal* (la cuál por convención se coloca en el eje z, y se denota  $M_z$ ) es:

$$M_z^{nuc}(t) = M_{eq}^{nuc}(1 - \exp\{-(t - t_{on})/T_1\}) \quad (48)$$

La figura 56 ilustra la gráfica de la magnetización.

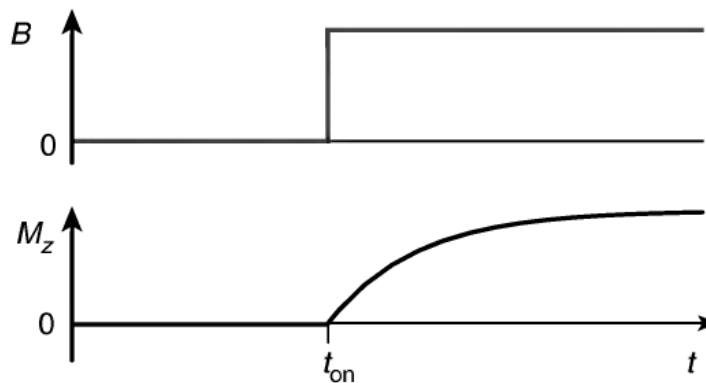


Figura 56. La magnetización como función del tiempo. Arriba se muestra el campo externo  $B_0$ , de magnitud y dirección constante (en el eje z). El campo se “prende” en  $t_{on}$ .

El tiempo  $T_1$ , constante, se llama *tiempo de relajación espín lattice* o *tiempo de relajación longitudinal*. El término relajación se usa para denotar el restablecimiento del equilibrio térmico después de una perturbación.

Si ahora apagamos el campo, el sistema se “relaja” a un nuevo estado de equilibrio térmico, donde las orientaciones de los espines vuelven a ser isotrópicas y la magnetización se va a cero (figura 57).

$$M_z^{nuc}(t) = M_{eq}^{nuc}(1 - \exp\{-(t - t_{off})/T_1\}) \quad (49)$$

Con  $t$  mayor o igual a  $t_{off}$ .

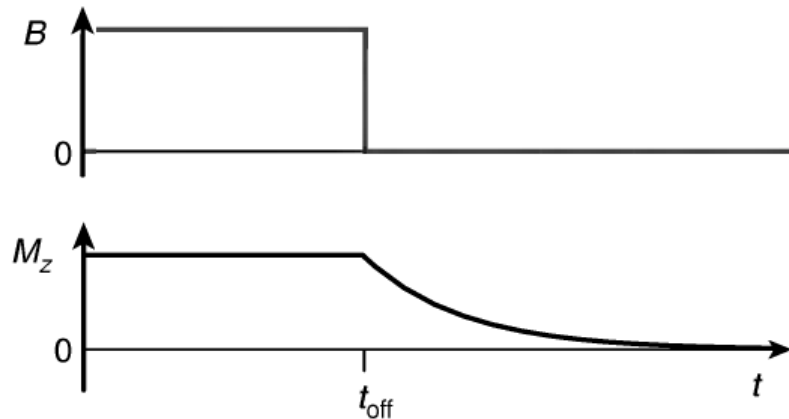


Figura 57. La relajación del sistema cuando se apaga el campo magnético.

## 5.6 Magnetización y relajación transversales

La magnetización longitudinal descrita anteriormente es muy débil, casi indetectable (es aproximadamente cuatro órdenes de magnitud menor que la diamagnetización típica de los electrones) y es, por tanto, impráctica. Lo que se hace en la RMN es, en lugar de medir la magnetización a lo largo del campo, medir la magnetización perpendicular a él. Para ello se envía un pulso magnético de radiofrecuencia perpendicular al campo  $B_0$  (en el eje  $x$  y hacia el lado positivo en la figura 58, es decir 90 grados) lo que provoca que

la magnetización total rote (porque lo hacen los espines individuales), colocándose en el eje -y en este caso.

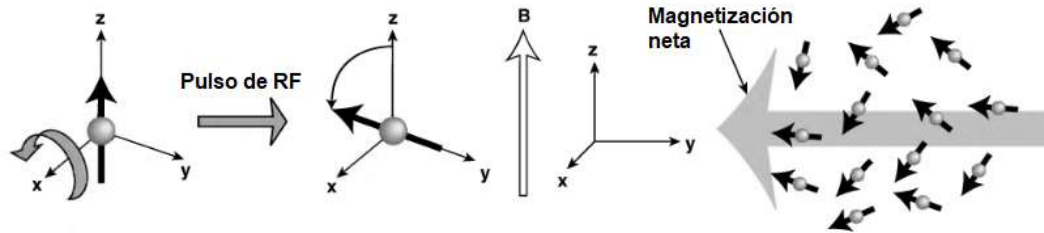


Figura 58. El giro de la magnetización producido por un campo magnético de radio frecuencia (un campo magnético en la dirección x positiva, no dibujado). Tomada y adaptada de la referencia [9]

En el caso bosquejado por la figura 26, el campo apunta en la dirección positiva del eje x, pero tal como está dibujado no sería un pulso de RF. Lo que lo convierte en pulso RF es que gira (oscila) con la misma frecuencia de Larmor con la que precesan los núcleos. Esto produce que la magnetización gire en el plano x-y<sup>55</sup>. Esto es ilustrado en la figura 59.

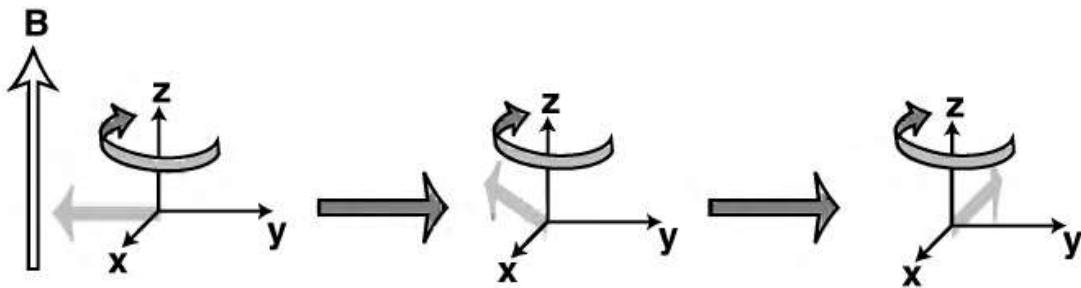


Figura 59. La precesión de la magnetización en presencia del campo RF. Tomada de la referencia [9]

La magnetización transversa tiene dos componentes:

$$M_x^{nuc}(t) = -M_{eq}^{nuc} \cos(\omega t) \exp\{-t/T_2\} \quad (50)$$

$$M_y^{nuc}(t) = -M_{eq}^{nuc} \sen(\omega t) \exp\{-t/T_2\} \quad (51)$$

<sup>55</sup> Los detalles de cómo el pulso de RF produce el giro son explicados con detalle en el capítulo diez de la referencia [9]

Como puede verse en las ecuaciones anteriores, además de girar, la magnetización decae exponencialmente. El tiempo  $T_2$  se llama *tiempo de relajación espín espín* o *tiempo de relajación transversal*. Las gráficas de ambas componentes se muestran en la figura 60.

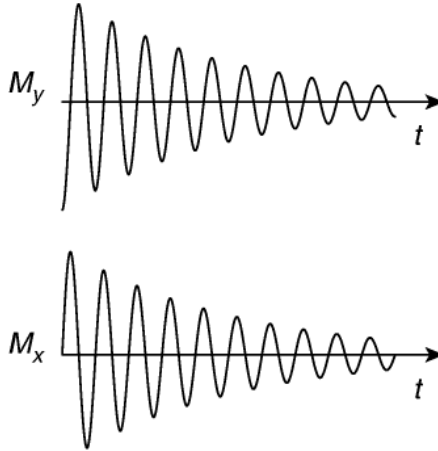


Figura 60. Las componentes de la magnetización transversal.

La magnetización transversal decae por la pérdida gradual de *coherencia de fase*, es decir, las pequeñas variaciones entre los espines nucleares a la larga hacen que se pierda sincronía. Este decaimiento es irreversible, una vez perdida la sincronía no se vuelven a poner en fase. Hay que reiniciar el experimento desde el principio. Esto se llama *decaimiento homogéneo*.

## 5.7 Señal RMN

La magnetización transversal precesante después de un pulso de RF es muy pequeña, pero se puede detectar porque oscila con una frecuencia bien definida. Un momento magnético que gira genera un campo magnético que también gira. De acuerdo con las ecuaciones de Maxwell, esto generará un campo eléctrico que puede detectarse. La figura 61 indica cómo se hace esta detección.

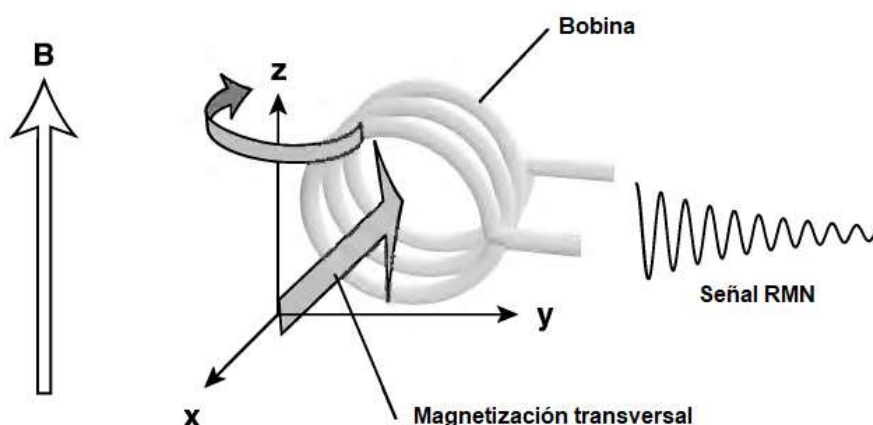


Figura 61. La detección de la señal RMN.

Como puede verse, el eje de la bobina es perpendicular al campo externo  $B_0$ , de ahí el término magnetización transversa. La corriente eléctrica oscilante inducida por la magnetización transversa precesante se llama *señal RMN* o *decaimiento de inducción libre* (free-induction decay, FID, en inglés).

Por tanto, un espectrómetro RMN es un dispositivo capaz de: a) magnetizar los espines nucleares con un campo magnético externo  $B_0$ ; b) rotar la polarización de los espines mediante pulsos RF para provocar una magnetización transversa y c) detectar las señales eléctricas oscilantes inducidas por la magnetización transversa precesante.

### 5.8 Ensachamiento inhomogéneo y RMN 2D y 3D

En todo lo que hemos explicado se ha supuesto que el campo externo  $B_0$  es homogéneo, sin embargo, no es tan sencillo que sea así porque:

- Tecnológicamente no es fácil generar un campo magnético homogéneo
- La muestra distorsiona el campo externo por su propia susceptibilidad magnética

Esta cuestión, que un principio se considera una debilidad, fue aprovechada para examinar la estructura espacial de la muestra. Esto les significó a Paul Lauterbur y Peter Mansfield el premio Nobel en 2003.

Supongamos que tenemos una muestra que tiene un campo magnético más intenso en la parte superior que en la inferior (Figura 62). Como la frecuencia de Larmor depende del campo (ecuación 40), tendremos que la señal RMN medida tendrá dos picos en diferentes lugares de la gráfica. El pico (frecuencia) correspondiente a la parte superior es más negativo y por tanto se corre a la izquierda, el pico de la parte inferior es menos negativo y se corre a la derecha.

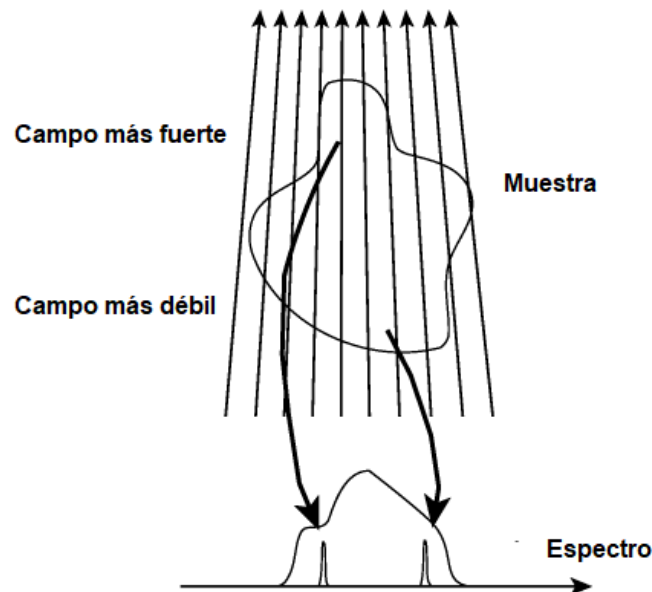


Figura 62. El espectro RMN de una muestra con diferentes intensidades de campo magnético. El eje del espectro (eje horizontal) es frecuencia y el eje vertical (no representado) es la amplitud de la señal RMN.

Como un ejemplo, consideremos un objeto como el de la figura 63, parecido a una botella, que está lleno de agua conteniendo espines nucleares magnéticos. Si el objeto se pone en un campo magnético que depende de la posición como hemos dicho, la parte superior (el “cuello”) colocada en un campo más intenso y la parte baja en un campo más débil (el cuerpo), y si, además la inhomogeneidad del campo se controla para que varíe

linealmente con respecto a la posición (*campo gradiente lineal*), entonces obtenemos el espectro RMN que se muestra, dado que la amplitud total del espectro RMN en una frecuencia dada depende del número de espines con la frecuencia de Larmor exacta. Hay pocos espines en el cuello de la botella, en tanto que en el cuerpo hay más.



Figura 63. Un objeto en forma de botella y su espectro RMN.

Si la muestra tiene forma de anillo se obtiene lo que muestra la figura 64:

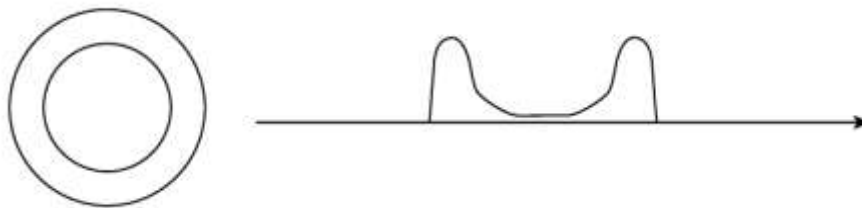


Figura 64. Un objeto en forma de anillo y su espectro en un campo gradiente lineal.

Por tanto, si el anillo es la parte baja de la botella, pueden juntarse los dos espectros y reconstruir la estructura tridimensional del objeto (Figura 65).

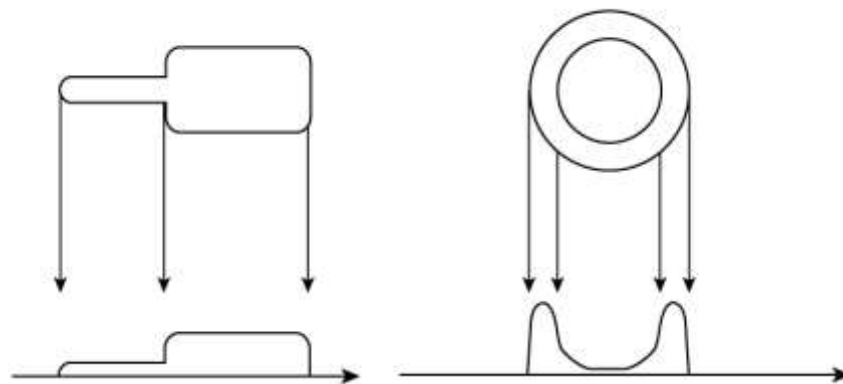


Figura 65. El plano lateral e inferior de la botella y su espectro RMN obtenido por un campo gradiente lineal.



## 5.9 Imagenología de resonancia magnética (IRM)<sup>56</sup>

De todo lo anterior puede verse cómo se pueden obtener imágenes tridimensionales o bidimensionales de objetos a través de la RMN. Esto se llama *imagenología de resonancia magnética*<sup>57</sup> (IRM). En particular, para medicina, la señal proviene de los núcleos de hidrógeno del tejido. Estudiando la señal podemos obtener información sobre la densidad (D) de núcleos de hidrógeno existentes en la muestra y también los tiempos de relajación transversal y longitudinal<sup>58</sup>  $T_1$ ,  $T_2$  y  $T_2^*$ . Lo que hacen los escáneres de RMN médicos es potenciar algunas de las cantidades relacionadas con la señal obtenida. Para ello ya se han caracterizado los diferentes componentes del cuerpo humano de tal forma que pueden reconocerse en la imagen obtenida.

La figura 66 muestra la configuración de un escáner de IRM.

Un apunte que vale la pena mencionar, es que las señales se procesan mediante análisis de Fourier para construir la imagen final<sup>59</sup> y que se hacen varios escaneos para mejorar los resultados, lo que permite eliminar o disminuir artefactos e inhomogeneidades. Tenemos, por tanto, tres formas de obtener imágenes de IMR:

En las *imágenes potenciadas en densidad*, la magnetización es proporcional a la densidad de núcleos de hidrógeno (D). Por ejemplo, dos muestras con distinta densidad tienen magnetizaciones distintas. Si se envió un pulso de  $90^\circ$  a ambas, el valor inicial de la señal RMN será proporcional a sus densidades respectivas y se obtendrá una imagen que esté contrastada en D (la intensidad será proporcional a D). Ver figura 67.

---

<sup>56</sup> Para esta parte me basé en la referencia [11]

<sup>57</sup> Se le quitó la palabra nuclear por la imagen negativa que tiene en los pacientes el término.

<sup>58</sup> Mencionamos en la sección 2.6.6 el tiempo de relajación transversal  $T_2$ . No obstante, suele considerarse el *tiempo de relajación transversal efectivo*  $T_2^*$ , el cual es menor que  $T_2$ . Ver referencia [11] sección 5.13

<sup>59</sup> Ver la parte 1 de la referencia [10]

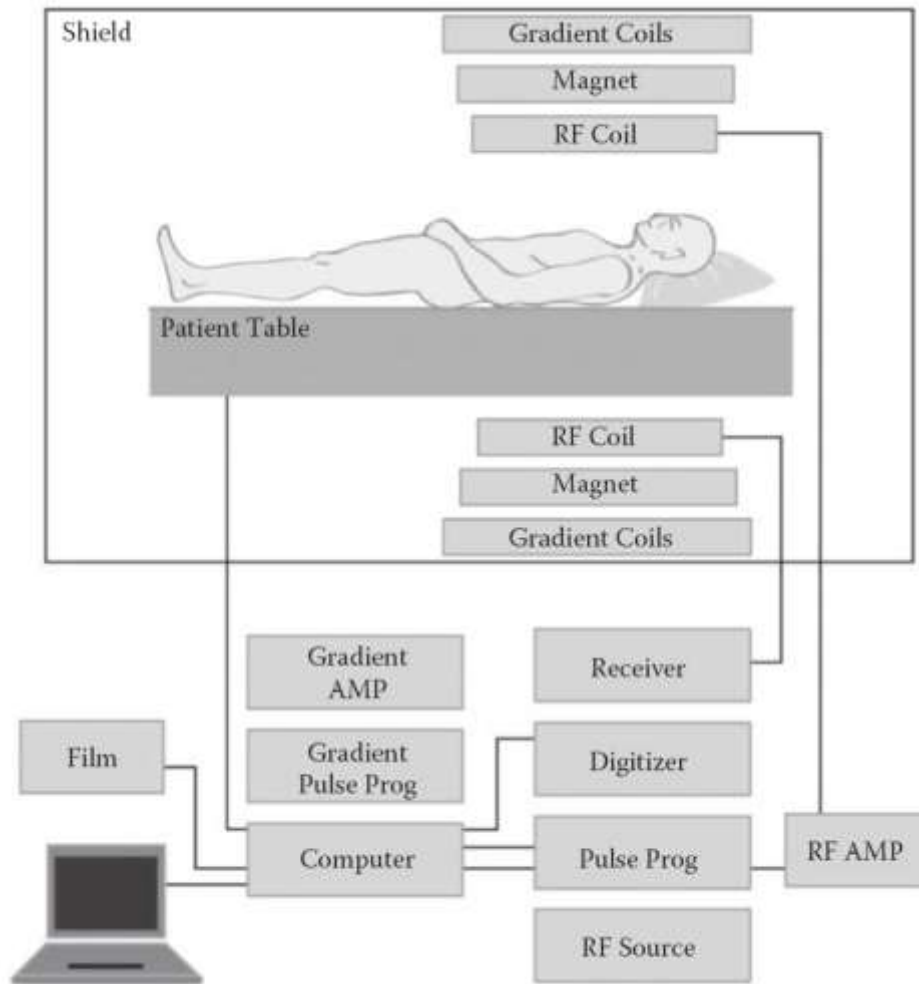


Figura 66. Un escáner de IMR. Se muestran esquemáticamente todos los elementos. Tomado de la referencia [10]

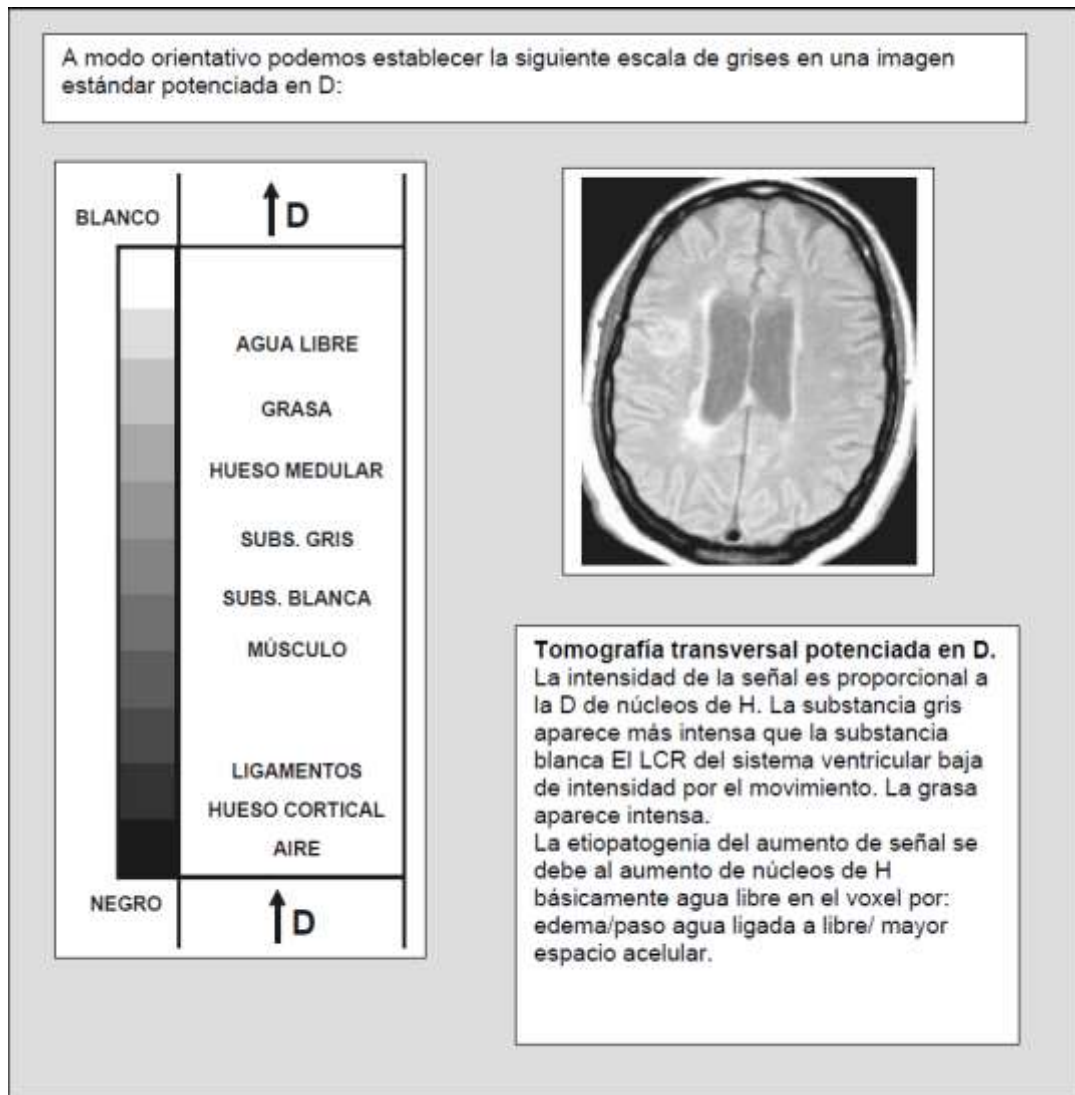
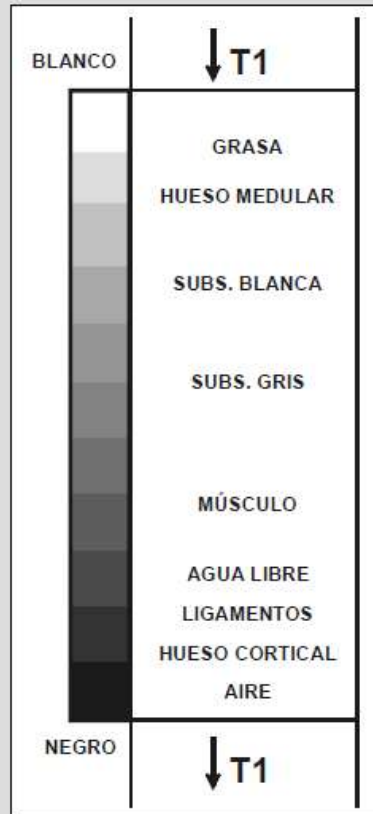


Figura 67. IMR potenciada en D. El agua libre tiene mayor densidad y se ve más clara. El aire tiene menos densidad y se ve más oscura. Tomada de la referencia [11]

En las imágenes potenciadas en  $T_1$ , se miden los tiempos de relajación longitudinales de diferentes componentes y se bosquejan en contraste: a mayor tiempo de relajación más oscura la imagen (ver figura 68)

Podemos establecer a modo orientativo la siguiente escala de grises en una imagen estándar potenciada en T1:



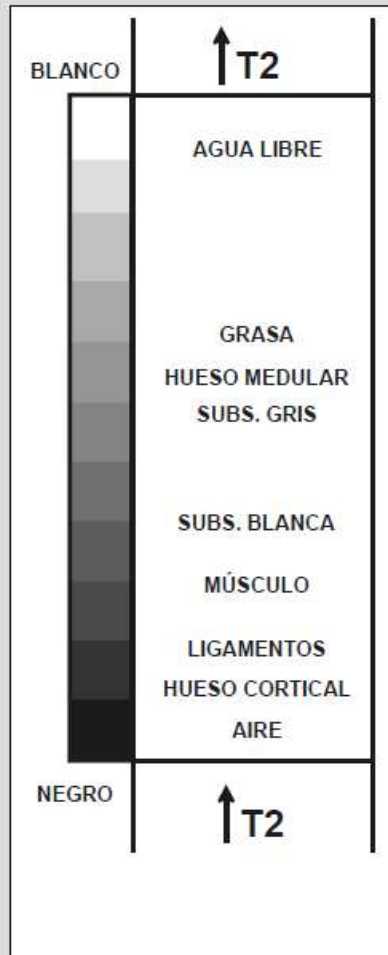
**Tomografía transversal potenciada en T1 estándar**

La intensidad de la señal es inversamente proporcional a la facilidad de relajación. La grasa con gran facilidad de relajación (T1 corto) aparece hiperintensa, el agua libre con mucha dificultad en la relajación (T1 largo) aparece hipointensa, La sustancia blanca tiene mayor facilidad en la relajación que la sustancia gris. La tabla interna en negro por baja densidad de núcleos de H se confunde con el LCR en negro por su T1 largo. La etiopatogenia de la disminución de intensidad implica T1 largos indicando mayor libertad en el agua del voxel con menores tiempos de correlación y mayor dificultad en la liberación energética.

Figura 68. IRM potenciada en T<sub>1</sub>. La intensidad es inversamente proporcional al tiempo de relajación. La señal más intensa (menor tiempo de relajación) es la grasa, la menos intensa (mayor tiempo de relajación) es el aire. Tomado de la referencia [11]

En las IRM potenciadas en T<sub>2</sub> o T<sub>2</sub><sup>\*</sup>, el contraste (la intensidad es proporcional a tiempo de relajación transversal). Ver figura 69.

A modo orientativo podemos establecer la siguiente escala de grises en una imagen estándar potenciada en T2



**Tomografía transversal potenciada en T2**

El LCR presenta una gran señal debido a su T2 largo indicando coherencia en la relajación. La sustancia blanca es hipointensa respecto a la sustancia gris mostrando una mayor incoherencia en la relajación

La etiopatogenia del aumento de señal en T2 indica un mayor grado de sincronismo en la relajación de los núcleos de H consecuencia de la influencia entre por pérdida de estructuración y/o mayor movilidad del agua libre

Figura 69. IRM potenciada en tiempo de relajación transversal. La intensidad es proporcional al tiempo de relajación. El agua tiene mayor intensidad y mayor tiempo de relajación. Tomado de la referencia [11]

## 6. Lista de tablas y figuras

Tabla	Página
Tabla 1. Efectos de un corrimiento hacia la izquierda o la derecha de la curva de disociación de la oxihemoglobina	17
Tabla 2. Causas del desplazamiento en la curva de oxihemoglobina	19
Tabla 3. Indicaciones para sedación y anestesia durante IRM	49
Tabla 4. Problemas y soluciones usando oxímetros de pulso en la sala de RMN	50
Tabla 5. Las etapas de viaje de la señal desde el inicio hasta el regreso	62
Tabla 6. Resultados típicos de las cuatro etapas de prueba	85
Figura	Página
Figura 1. El grupo hemo beta.	12
Figura 2. Estructura de la hemoglobina.	13
Fig. 3. Curva de disociación de oxihemoglobina contra la presión parcial de oxígeno.	16
Figura 4. Cambios en la curva de oxihemoglobina con el pH y la temperatura	19
Figura 5. Tipos de métodos de diagnóstico en función de la transformación del medio	22
Figura 6. Sección transversal del dedal de un oxímetro	23
Figura 7. Espectro de Absorción para O <sub>2</sub> Hb, HHb, COHb y MetHb	25
Figura 8. La dependencia de la transmitancia y la absorbancia contra la concentración	30
Figura 9. El sistema circulatorio	34
Figura 10. La composición de arterias y venas	36

Figura 11. Comparación entre una señal fotopleletismográfica y una suma de una onda fundamental y su primer armónico	38
Figura 12. Grafica de la presión y flujo obtenidos en la aorta superior de un perro	38
Figura 13. El ciclo cardiaco	39
Figura 14. Diámetro de venas y arterias durante el ciclo cardiaco	40
Figura 15. La absorción de la luz en el dedo	41
Figura 16. La variación pulsante de absorción de la señal fotopleletismográfica	42
Figura 17. La relación de rojo:infrarrojo	43
Figura 18. Shield para Arduino AFE4490 de Protocentral	52
Figura 19. El diagrama funcional del AFE4490 de TI	52
Figura 20. Implementación de la oximetría de pulso	53
Figura 21. El ciclo de encendido y apagado de los dos ledes	54
Figura 22. El oxímetro base funcionando	55
Figura 23. El circuito óptico con sus tres componentes principales	59
Figura 24. Las conexiones entre el oxímetro y los elementos del dedal	60
Figura 25. El conector para el acople E/S	60
Figura 26. Las conexiones del conector DB9 con los ledes y el fotodiodo	61
Figura 27. Las tres placas de alineación	63
Figura 28. Los ledes sin la lente primaria	64
Figura 29. El acople de ventana interno	65
Figura 30. La base para el acople externo	66
Figura 31. El acople externo V	67
Figura 32. Los elementos de un engrane	68

Figura 33. La involuta y su construcción	69
Figura 34. El engrane en una etapa intermedia de diseño	70
Figura 35. Los dos engranes terminados	71
Figura 36. El deslizador	72
Figura 37. El soporte de dedal	72
Figura 38. El deslizador del dedal	73
Figura 39. Detalle de las cavidades del deslizador del dedal	73
Figura 40. El dedal ensamblado	74
Figura 41. Esquema del dedal	74
Figura 42. Alineación de la fibra óptica y el prisma	75
Figura 43. La prueba con aire entre la señal de salida y entrada	79
Figura 44. La caja con la fibra bifurcada y la fibra de detección	80
Figura 45. Las fibras compuestas en la tercera placa de alineación	81
Figura 46. Los dos espejos parabólicos encontrados	81
Figura 47. El acople V	83
Figura 48. El dedal con las fibras	84
Figura 49. El espectro RMN del $^{13}\text{C}$	89
Figura 50 Configuración del neutrón y el protón	90
Figura 51. Niveles energéticos del deuterio	92
Figura 52. Los niveles energéticos para el $^6\text{Li}$	92
Figura 53. El desdoblamiento Zeeman nuclear	93
Figura 54. La precesión de los núcleos atómicos en presencia de un campo magnético externo	95
Figura 55. La magnetización en el equilibrio térmico	97
Figura 56. La magnetización como función del tiempo	97
Figura 57. La relajación del sistema cuando se apaga el	98



campo magnético	
Figura 58. El giro de la magnetización producido por un campo magnético de RF	99
Figura 59. La precesión de la magnetización en presencia del campo RF	99
Figura 60. Las componentes de la magnetización transversal	100
Figura 61. La detección de la señal RMN	101
Figura 62. El espectro RMN de una muestra con diferentes intensidades de campo magnético	102
Figura 63. Un objeto en forma de botella y su espectro RMN	103
Figura 64. Un objeto en forma de anillo y su espectro en un campo gradiente lineal	103
Figura 65. El plano lateral e inferior de la botella y su espectro RMN obtenido por un campo gradiente lineal	103
Figura 66. Un escáner de IMR	105
Figura 67. IMR potenciada en D	106
Figura 68. IRM potenciada en T1	107

## 7. Referencias

- [1] World Health Organization (2011), Pulse Oximetry Training Manual, Génova, Suiza.
- [2] Moyle, J. T. (2002). Pulse oximetry. BMJ books.
- [3] Chan, E. D., Chan, M. M., & Chan, M. M. (2013). Pulse oximetry: understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory medicine*, 107(6), 789-799.
- [4] López Silva Sonia M. (2003) V Curso sobre Física de las Radiaciones Aplicadas a la Radioterapia, Capítulo 17. Hospital de Gran Canaria, Dr. Negrín. Editor: I. Petschen Verdaguer. Disponible en línea en: [https://www.researchgate.net/publication/316280252\\_Aplicaciones\\_de\\_metas\\_opticos\\_oximetria\\_biopsias\\_y\\_flujometria\\_laser\\_Doppler](https://www.researchgate.net/publication/316280252_Aplicaciones_de_metas_opticos_oximetria_biopsias_y_flujometria_laser_Doppler)
- [5] Wukitsch, M. W., Petterson, M. T., Tobler, D. R., & Pologe, J. A. (1988). Pulse oximetry: analysis of theory, technology, and practice. *Journal of clinical monitoring*, 4(4), 290-301.
- [6] Torralba Ayance Adán. (2017) Diseño de un sistema inalámbrico de monitoreo del porcentaje de saturación de oxigenación y la frecuencia cardiaca, Tesis de licenciatura. BUAP
- [7] Macomber, R. S. (1998). A complete introduction to modern NMR spectroscopy. New York: Wiley.
- [8] Blümich, B. (2005). Essential NMR: for scientists and engineers. Springer Science & Business Media.
- [9] Levitt, M. H. (2001). Spin dynamics: basics of nuclear magnetic resonance. John Wiley & Sons.
- [10] Constantinides, C. (2014). Magnetic resonance imaging: the basics. CRC press.

[11] Gili, J. (1993). Introducción biofísica a la resonancia magnética. Editado por Centre Diagnòstic Pedralbes. Barcelona. Disponible en línea en:

<http://www.vetcomunicaciones.com.ar/uploadsarchivos/libro.gili.pdf>

[12] Peden, C. J., Menon, D. K., Hall, A. S., Sargentoni, J., & Whitwam, J. G. (1992). Magnetic resonance for the anaesthetist: Part II: anaesthesia and monitoring in MR units. *Anaesthesia*, 47(6), 508-517. Disponible en línea en:

<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/j.1365-2044.1992.tb02278.x>