



# UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

## Especificaciones de diseño para un retractor de incisiones auxiliar en cirugías de dacriocistorrinostomías

TESIS  
PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
MAESTRO EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA

PRESENTA

VÍCTOR OLENIN RAMÍREZ BELTRÁN

Tutor Académico: Dr. Luis Adrian Zúñiga Avilés  
Tutor Adjunto: Dra. Rosa María Valdovinos Rosas  
Tutor Adjunto: Dr. José Javier Reyes Lagos

---

14 de noviembre de 2019

# Abstract

The ocular organ is lubricated continuously by the lacrimal apparatus to avoid its deterioration, when the ducts of said apparatus are blocked it is necessary to correct it using medications or, in severe cases, surgically being the external dacryocystorhinostomy (DCR). This procedure can be complicated for the ophthalmologist in the process of opening and manipulating incisions, needing the help of other specialists to manipulate them and with this delay in the time of performing the surgery. This problematic, determined through of experimental physical model, feedback design with the Use Satisfaction Survey (USS), can be solved through the use of a Retractor Robotic System (RRS) that helps surgeons during the process of opening the DCR.

Before developing an incision retractor system, the requirements of opening points, safety criteria and operating principles for the whole system (retractor and actuator) were specified. In this process it is important to consider the needs of the surgeon to be able to design, according to the requirements of the incision, the retractor robotic system.

The mathematical model, experimental data measured, and Robotic Retractor System are shown. The mathematical design is the theoretical model of opening incisions in the area of the anterior lacrimal crest, taking as reference the stress tensor which must be related to the deformation of the actuator, linked to an ellipse of Lamé. For the experimental part, metrology tests were performed on dead tissue with similar characteristics of humans in the area of the eye's obverse muscle, with the purpose of determining the parameters of force, area, pressure and resistance needed to design the RRS in the DCR. Finally, the RRS include a modular flexible architecture, energy supplier system, the mechanical group and the safety system.

# Resumen

El órgano ocular se lubrica continuamente con el aparato lagrimal para evitar su deterioro, cuando los conductos de dicho aparato se bloquean, es necesario corregirlo con medicamentos o, en casos graves, realizar la dacriocistorrinostomía externa (DCR). Este procedimiento puede ser complicado para el oftalmólogo en el proceso de abrir y manipular incisiones, necesitar la ayuda de otros especialistas para manipularlas y con este retraso en el momento de realizar la cirugía. Esta problemática, determinada a través del modelo físico experimental, diseño de retroalimentación con la Encuesta de Satisfacción de Uso (USS), se puede resolver mediante el uso de un Sistema Robótico de Retractor (RRS) que ayuda a los cirujanos durante el proceso de apertura de la DCR, objetivo principal de la presente tesis.

Antes de desarrollar un sistema retractor de incisión, se especificaron los requisitos de puntos de apertura, criterios de seguridad y principios operativos para todo el sistema (retractor y actuador). En este proceso, fué importante tener en cuenta las necesidades del cirujano para poder diseñar, de acuerdo con los requisitos de la incisión, el sistema robótico del retractor.

Como resultado de la investigación se muestran el modelo matemático, los datos experimentales medidos y el sistema retractor robótico. El diseño matemático es el modelo teórico de apertura de incisiones en el área de la cresta lagrimal anterior, tomando como referencia el tensor de tensión que debe estar relacionado con la deformación del actuador, vinculado a una elipse de Lamé. Para la parte experimental, se realizaron pruebas de metrología en tejido muerto con características similares de seres humanos en el área del músculo anverso del ojo, con el propósito de determinar los parámetros de fuerza, área, presión y resistencia necesarios para diseñar el RRS en el DCR. Finalmente, el RRS incluye una arquitectura modular flexible, un sistema de suministro de energía, el grupo mecánico y el sistema de seguridad.

Las especificaciones, descritas anteriormente, sugieren que el uso de materiales poliméricos flexibles para el RRS podrían proporcionar una mayor adaptabilidad del sistema con el tejido biológico; por lo tanto, un actuador neumático podría ser una opción adecuada.

# Índice general

Abstract . . . . .	2
Resumen . . . . .	3
<b>Introducción.</b>	<b>1</b>
<b>1. Protocolo</b>	<b>4</b>
<b>2. Protocolo de pruebas</b>	<b>33</b>
2.1. Incisiones de la piel . . . . .	33
2.2. Metrología . . . . .	34
2.3. Protocolo de pruebas . . . . .	34
2.3.1. Caracterización de la muestra . . . . .	35
2.3.2. Instrumentos de medición . . . . .	35
2.3.3. Procedimiento . . . . .	36
2.4. Arreglo experimental . . . . .	37
2.4.1. Apertura de las incisiones . . . . .	38
2.5. Resultados . . . . .	39
2.5.1. Parametrización de los datos . . . . .	39
2.5.2. Localización de la incisión . . . . .	40
2.5.3. Desgarre de la piel por las fuerzas aplicadas . . . . .	41
2.5.4. Incisiones dentro de la orbita ocular . . . . .	42
2.6. Análisis de datos . . . . .	43
2.6.1. Análisis de la curva promedio . . . . .	45
2.7. Replicación y validación del experimento . . . . .	46
2.7.1. Validación . . . . .	47
2.8. Conclusiones . . . . .	48
<b>3. Artículo 1- Revista "Ingeniería e investigación Journal"</b>	<b>49</b>
<b>4. Artículo 2 - Revista "Applied Sciences MDPI Journal"</b>	<b>62</b>
<b>Conclusiones.</b>	<b>77</b>
<b>A. Casa de la calidad</b>	<b>78</b>

---

# Índice de figuras

2.1. Protocolo de experimentación . . . . .	36
2.2. Media cabeza de puerco utilizada . . . . .	37
2.3. Montaje de la cabeza en los soportes universales . . . . .	37
2.4. Luz láser que fijaba el origen de la incisión . . . . .	38
2.5. Dinamómetro digital . . . . .	38
2.6. Potencias medidas durante todo el proceso de apertura de la incisión . . . . .	39
2.7. Pruebas de distintas incisiones a diferentes localizaciones a una amplitud de incisión de 1 cm con 2 mm de profundidad . . . . .	40
2.8. Incisión desgarrada al tratar de mantener los requerimientos . . . . .	41
2.9. Desgarre de la piel a una amplitud de 1.5cm con 2mm de profundidad . . . . .	41
2.10. Pruebas de distintas incisiones a 1 cm de amplitud y 4 mm de profundidad . . . . .	42
2.11. Pruebas de distintas incisiones a 1.5 cm de amplitud y 4 mm de profundidad . . . . .	42
2.12. Ajuste de Lorentz para la prueba experimental. (a) Incisión a 1 cm de amplitud con 2 mm de profundidad. (b) Incisión a 1 cm de amplitud con 4 mm de profundidad. (c) Incisión a 1.5 cm de amplitud con 4 mm de profundidad . . . . .	43
2.13. Rango de fuerza para cada prueba . . . . .	44
2.14. Ajuste de Lorentz para la prueba experimental . . . . .	45
2.15. Pruebas para la replicación del experimento . . . . .	47
A.1. Green ellipse is from equation (1) and blue ellipse is the equation (2) . . . . .	78



## Índice de tablas

2.1. Dimensiones, pesos y edad de la cabeza del puerco . . . . .	35
2.2. Instrumentos para la medición . . . . .	35
2.3. Pruebas realizadas para el experimento en el que se contabilizaron 221 eventos . . . . .	44
2.4. Pruebas realizadas . . . . .	45
2.5. Características del puerco para el experimento de replicación . . . . .	46
2.6. Pruebas replicadas para la Figura 2.15 . . . . .	46
2.7. Variables related to the experimental forces measured . . . . .	48





# Introducción.

El hombre a través del tiempo ha intentado construir aparatos que realicen procesos o trabajos sin la necesidad de su supervisión, esto es conocido como proceso de automatización o control automático [1–3].

Con los avances en la electrónica y manipulación de metales, la automatización se encaminó a la evolución en los sistemas de comunicación y, en mayor parte, a la realización de sistemas autómatas con mayor complejidad conocida como robótica [4]. La robótica consiste en el diseño de sistemas de control, manipuladores, sensores y fuentes de energía diseñados para trabajar conjuntamente [5, 6]. Para el desarrollo y control de sistemas robóticos modernos es necesario, como en la mayoría de los fenómenos físicos, poder modelar el funcionamiento y comportamiento tanto de los sistemas automáticos como de los componentes que conforman el robot y con esto predecir su desempeño [7]. Esto se realiza definiendo ecuaciones que modelen determinadas leyes de movimiento para seguir una trayectoria deseada y, consecuentemente, generar una propuesta con base en la potencia y la energía del sistema [8].

Con todos estos desarrollos teóricos y prácticos, se han podido construir robots cuya utilidad dependerá del campo en cuestión, ya sea para aplicaciones industriales, con fines militares o con la intención de facilitar y mejorar procedimientos médicos, campo que será de principal interés para este proyecto de tesis [6].

La robótica médica es el desarrollo de sistemas autómatas encaminados a auxiliar en problemas de salud [9]. Dichos sistemas pueden ser divididos en tres áreas [9–12]: la primera encaminada a facilitar el diagnóstico y detección de enfermedades, la segunda está dirigida a asistir a pacientes en rehabilitaciones o asistentes personales y la última es la encargada de auxiliar a médicos en procedimientos quirúrgicos. Esta última categoría también es conocida como cirugía robótica [9, 13].

La finalidad de la cirugía robótica es la de auxiliar en procedimientos quirúrgicos, ya sea realizando incisiones mínimamente invasivas [14–16] o diseñando equipos que tengan una mayor precisión y así permitir que el paciente tenga una recuperación más rápida, con menores costos y menor traumatismo.

Un ejemplo de cirugía robótica son los procedimientos quirúrgicos oftalmológicos, los cuales deben ser realizados con extremo cuidado desde la preparación de la cirugía, hasta después del procedimiento [17, 18]. El ojo, de forma general, está compuesto por un párpado, un globo ocular, una córnea, una uvea, un lente ocular, una retina, paredes orbitales y músculos oculares [17, 19, 20].

El organo ocular, es lubricado continuamente, por el aparato lagrimal, para evitar su deterioro [15]. Cuando los conductos de dicho aparato se bloquean es necesario corregirlo utilizando medicamentos o, en casos severos, mediante procedimientos quirúrgicos [21].

Dentro de los tipos de cirugías que reparan bloqueos del lagrimal se encuentra la dacriocistorrinostomía, la cual es una cirugía en la que se extrae el hueso adyacente al saco lagrimal para poder incorporarlo con los conductos lagrimales con el fin de eliminar la obstrucción de estos conductos [21, 22].

La dacriocistorrinostomía es un proceso quirúrgico que se puede dificultar para el cirujano, llegando a necesitar ayuda para manipular las incisiones [21]. Surge entonces la necesidad de desarrollar tecnologías que faciliten el trabajo de los cirujanos oculares donde la robótica médica puede auxiliar en este tipo de cirugías [23].

## **Piel de puerco-piel humana**

El cerdo comparte similitudes genómicas que permiten el análisis de este animal como modelo para la investigación biomédica [24]. De acuerdo con la investigación presentada en la revista Nature [25], el cerdo y su primo el jabalí comparten muchos puntos comunes con los humanos: tanto biológicamente como sociológicamente, ya que saben adaptarse, colonizan territorios y dañan a menudo su propio hábitat; se dejan domesticar, pero vuelven a la vida salvaje cuando las condiciones son propicias.

desde el punto de vista anatómico y fisiológico, el cerdo ha sido utilizado para curar a los humanos en cirugía cardíaca con válvulas aórticas, y producción de heparina, un anticoagulante, y posible trasplante de órganos [24].

Por estos motivos el cerdo es considerado un modelo útil para estudiar estas enfermedades humanas y su tratamiento [24].

Este trabajo de tesis se realizó con el propósito de obtener el grado de Maestro en *Ciencias de la Ingeniería* con la opción de graduación de artículos especializados. Teniendo en cuenta los artículos 57, 59 y 60 del Reglamento de Estudios Avanzados de la Universidad Autónoma del Estado de México.

# Capítulo 1

## Protocolo

A continuación se presenta el protocolo de tesis aprobado para la realización de este trabajo.



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE  
MÉXICO**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**Especificaciones de diseño para un retractor  
de incisiones auxiliar en cirugías de  
dacriocistorrinostomías**

**Protocolo de Tesis**

**Maestría en Ciencias de la Ingeniería**

**PRESENTA**

**FIS. VÍCTOR OLENIN RAMÍREZ BELTRÁN**

**Tutor Académico: Dr. Luis Adrián Zúñiga Avilés**  
**Tutor Adjunto: Dra. Rosa María Valdovinos Rosas**  
**Tutor Adjunto: Dr. José Javier Reyes Lagos**

**Toluca México a 29 de marzo de 2019**

# Índice

<b>1. Revisión bibliográfica</b>	<b>3</b>
1.1. Marco teórico inicial . . . . .	3
1.1.1. Organos oculares . . . . .	3
1.1.1.1. Anatomía intraocular . . . . .	3
1.1.1.2. Anatomía extraocular . . . . .	4
1.1.2. Músculos Extraoculares . . . . .	5
1.1.3. Aparato lagrimal . . . . .	5
1.1.3.1. Glándula lagrimal . . . . .	5
1.1.3.2. Canales lagrimales . . . . .	6
1.1.3.3. Canalículos . . . . .	6
1.1.3.4. Canales lagrimales . . . . .	6
1.1.3.5. Aparato lagrimal . . . . .	7
1.1.4. Funcionamiento del aparato lagrimal . . . . .	7
1.1.5. Bloqueo de lagrimal . . . . .	7
1.1.5.1. Dacriocistitis . . . . .	8
1.1.5.2. Dacriocistorrinostomía externa . . . . .	9
1.1.5.3. Retractores de insisiones en DCRe . . . . .	9
1.1.6. Robots quirúrgicos intraoculares . . . . .	10
1.1.7. Robótica adaptable . . . . .	12
1.1.7.1. Actuadores mecánicos . . . . .	12
1.1.7.2. Actuadores neumáticos . . . . .	13
1.1.7.3. Actuadores Eléctricos . . . . .	13
1.2. Estado del arte . . . . .	14
1.2.1. Sistema retractor . . . . .	14
1.2.1.1. Retractor de corazón . . . . .	14
1.2.1.2. Retractor de cadera . . . . .	15
1.2.2. Modelos matemáticos del ojo . . . . .	15
1.3. Antecedentes . . . . .	16
1.3.1. Dificultades de la robótica para aplicaciones biomédicas . . . . .	16
<b>2. Definición del objeto de estudio</b>	<b>17</b>
<b>3. Meta de ingeniería</b>	<b>19</b>
<b>4. Objetivo general</b>	<b>19</b>
4.1. Objetivos particulares . . . . .	19
<b>5. Metodología propuesta</b>	<b>19</b>
5.1. Etapa 1 - Definición del problema . . . . .	19
5.2. Etapa 2 - Especificaciones de diseño . . . . .	20
5.3. Mapa maestro . . . . .	21
<b>6. Cronograma</b>	<b>22</b>

## Índice de figuras

1.	Capas internas del ojo [1]. . . . .	3
2.	Anatomía externa [1]. . . . .	4
3.	Composición muscular del ojo [2]. . . . .	5
4.	Muestra esquemática del aparato lagrimal [3]. . . . .	6
5.	Muestra de un paciente con bloqueo en el aparato lagrimal [4]. . . . .	8
6.	Retradores utilizados en cirugías con poca área de trabajo [5]. . . . .	10
7.	Ejemplo de actuador mecánico [6]. . . . .	12
8.	Ejemplo de actuador neumático [7]. a) Muestra los componentes del actuador. b) comportamiento de expansión, extensión o giro dependiendo de la programación mecánica. c) Muestras experimentales del actuador. d) Propuesta de una aplicación en cirugías mínimamente invasivas . . . . .	13
9.	Ejemplo de actuador eléctrico [8]. El campo eléctrico aplicado por la placa intermedia genera una repulsión y deformación de las placas laterales. . . .	14
10.	Retractor de corazón [35]. . . . .	14
11.	Retractor de cadera [9] . . . . .	15
12.	Modelo tonométrico del ojo [10] . . . . .	15
13.	Mapa Maestro del trabajo a desarrollar . . . . .	21

## Índice de tablas

1.	Tipos de cirugía lagrimal [4]. . . . .	8
2.	Retradores comúnmente utilizados en cirugías oculares [5] . . . . .	9

# 1. Revisión bibliográfica

## 1.1. Marco teórico inicial

De acuerdo con la OMS (Organización Mundial de la Salud), se denomina cirugía a la manipulación mecánica de estructuras anatómicas con un fin médico y sus distintas especialidades dependen del órgano a tratar [11, 12].

Existen procedimientos quirúrgicos que, debido a la localización del órgano o a la larga duración del procedimiento, son complejos de realizar o producir complicaciones para el paciente [13]. Tal es el caso de los procedimientos quirúrgicos oftalmológicos [14, 15] en donde algún error en la realización de la cirugía puede desencadenar infecciones, problemas en el ojo o ceguera. Al estar en contacto con el exterior, necesita un cuidado en la superficie y en su lubricación [2, 4]. El aparato lagrimal (mostrado en la Figura 4) es el sistema que contiene las estructuras para la producción y drenaje de las lágrimas [4], está compuesto por la glándula lagrimal y los canales lagrimales.

Dada la naturaleza de este trabajo de investigación, el marco teórico presentado se divide en dos revisiones bibliográficas. La primera la composición, enfermedades y cirugías del ojo y la segunda revisión compuesta por el enfoque robóticos, así como las aplicaciones al campo de la medicina.

### 1.1.1. Órgano ocular

La real academia de la lengua española define al ojo (*Del lat. oculus*) como el órgano que posibilita la visión en el hombre y en los animales. Tiene la distinción de ser un órgano que está en contacto con el exterior del cuerpo y, dada dicha complejidad su anatomía está dividida en dos partes; anatomía extraocular e intraocular [1, 13].

#### 1.1.1.1 Anatomía intraocular

Se compone de todas las partes internas del ojo en donde el globo ocular (Figura 1), en su parte interna, representa la mayor parte de dicha anatomía [1].

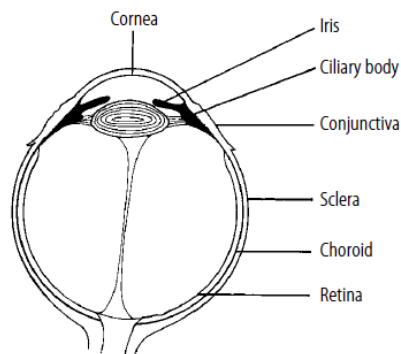


Figura 1: Capas internas del ojo [1].



El globo está compuesto por capas, compartimentos y fluidos. Además del globo, está compuesto por humor vítreo, conjuntiva, esclerótica, córnea, iris, cuerpo ciliar, esclerótico, coroides, retina, entre otros [13].

Son los encargados de conectar al cerebro con el ojo y enviar las señales que, transformándola en impulsos, el cerebro interpretará como imágenes [15, 2, 13].

Dentro de las principales patologías intraoculares se encuentran [13]:

- Glaucoma
- Cataratas
- Desprendimiento de retina
- Membranas epirretinales

Las cirugías realizadas para dichas patologías presentan dificultades para el especialista relacionadas con la estabilidad de las incisiones, el movimiento de las herramientas a utilizar y el cambio de presión que representa ingresar dentro del globo ocular [13, 1]. El tener accesibilidad es un tema crucial para el cirujano, lo que complica el procedimiento [13].

#### 1.1.1.2 Anatomía extraocular

La anatomía extraocular, mostrado en la Figura 2, constituye a todos los músculos y aparatos que rodean externamente al ojo. Esta compuestas por músculos, glándulas, canales ventriculares y puntos de secreción del ojo. El funcionamiento de estas partes constituyen el principio del movimiento del ojo, la elevación del párpado y la lubricación del mismo [15, 2, 13, 1].

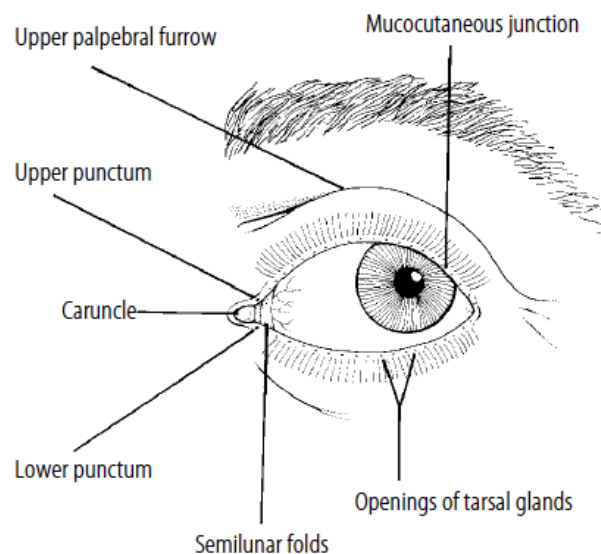


Figura 2: Anatomía externa [1].

### 1.1.2. Músculos Extraoculares

Son los seis músculos que controlan el movimiento del ojo y dependen de la posición del ojo en el momento de la contracción muscular (Figura 3). Además de estos músculos, existe un músculo que controla la elevación del párpado [1].

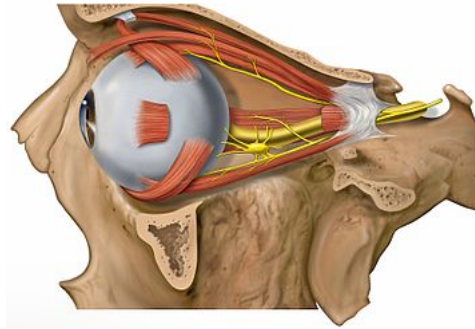


Figura 3: Composición muscular del ojo [2].

La mayoría de los movimientos oculares se realizan sin esfuerzo consciente, exceptuando los músculos del párpado que los cuales sus movimientos se consideran involuntarios [2].

Para la parte de la lubricación el ojo se compone elementos que producen y transportan la lagrima producida, estos elementos constituyen el aparato lagrimal.

### 1.1.3. Aparato lagrimal

El ojo, al estar en contacto con el exterior, necesita un cuidado en la superficie y en su lubricación[2, 4, 16]. El aparato lagrimal es el sistema que contiene las estructuras para la producción y drenaje de las lágrimas [4].

Está diferenciado por una zona secretora, formada por la glándula lagrimal, y la zona excretora que está formada por puntos lagrimales, canalículos, saco lagrimal y los canales lagrimales (mostrado de en la Figura 4).

#### 1.1.3.1 Glándula lagrimal

Está situada en la parte superior de la órbita ocular. En ella se producen las lágrimas que fluyen dentro de unos conductos que se conectan con el saco lagrimal [4, 1, 16, 2] (ver Figura 4).

Las lágrimas están compuestas por agua, cloruro de sodio y albúmina y su función es mantener limpia y húmeda la superficie del ojo, nutrir la córnea en su parte externa y actuar como lubricante para facilitar el movimiento de los párpados. La glándula lagrimal se encuentra dividida por el tendón del músculo elevador del párpado superior en dos partes: una porción superior u orbitaria y una porción inferior o palabra.

### 1.1.3.2 Canales lagrimales

También son conocidos como ductos lagrimales y están compuestos por sacos lagrimales y ductos nasolagrimales, como se ilustra en la Figura 4. Los canales lagrimales están compuestos por:

- *El conducto superior*: es el más pequeño y corto de los dos. Primero sube, luego gira en un ángulo agudo, y pasa medial e inferiormente al saco lagrimal.
- *El conducto inferior*: primero desciende y luego discurre casi horizontalmente hacia el saco lagrimal.

Los sacos lagrimales son pequeños canales que inician en cada párpado del ojo y terminan en el saco lagrimal respectivo [4, 2].

### 1.1.3.3 Canalículos

En cada punto lagrimal se abre un canalículo (superior e inferior) cuyo recorrido vertical es aproximadamente de 2 milímetros y desemboca en un canalículo común [2].

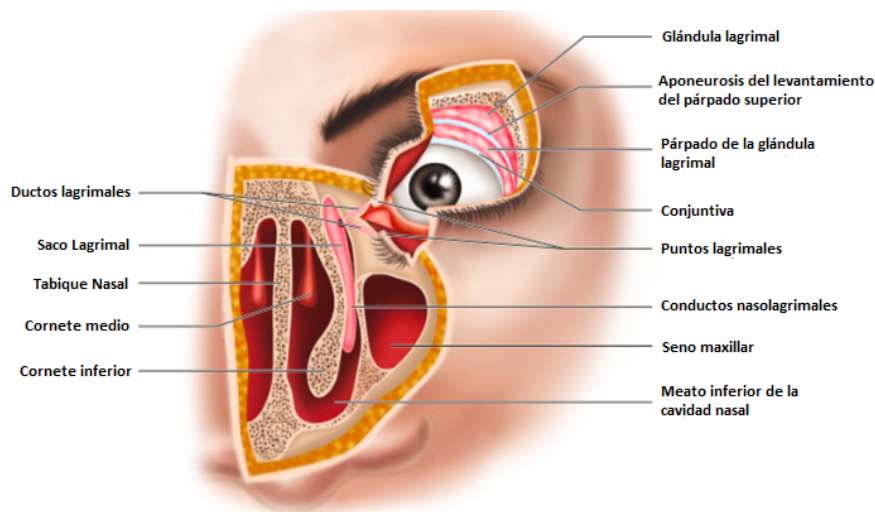


Figura 4: Muestra esquemática del aparato lagrimal [3].

### 1.1.3.4 Canales lagrimales

Se encuentra localizado de 5 o 6 milímetros laterales a la nariz, tiene de dimensión unos 0.3 milímetros de diámetro y está rodeado por un tejido conectivo, elástico y tiene una apariencia de palidez que le permite localizarlo más fácilmente [4].

Se encuentran en los rebordes de las papilas lagrimales en el extremo lateral del lago lagrimal. Funcionan como colectores de lágrimas producidas por las glándulas lagrimales.

#### **1.1.3.5 Aparato lagrimal**

Se encuentra en la parte interna de los párpados y recibe la lágrimas en la parte superior externa por los canaliculos y drena inferiormente al ducto lagrimonasal hacia el inferior de la fosa nasal [3]. Se compone de una porción superior denominada cúpula o fornix que tiene una longitud aproximada de 2.5mm, y dentro de esta desembocan los canaliculos lagrimales al saco. Completa la composición del saco lagrimal la parte inferior denominada istmo, el cual conecta al saco con el ducto lagrimonasal [3, 1].

#### **1.1.4. Funcionamiento del aparato lagrimal**

La mayoría de las lágrimas son producidas en la glándula lagrimal que se encuentra localizada entre el párpado y la conjuntiva (mostrados en la Figura 4). Las lágrimas fluyen hacia el ojo y drenan unos poros llamados puntos lagrimales, que se encuentran en la parte medial del párpado [1]. Una vez que la lagrimal entra por los puntos lagrimales, esta fluye por los ductos lagrimales hacia la nariz en el cornete inferior. Cuando hay un bloqueo en los conductos lagrimales, las lágrimas no fluyen normalmente, acumulándose en el saco lagrimal y saliendo del organo ocular. Este bloqueo puede desarrollar infecciones en los canales lagrimales, en el saco lagrimal o en la glándula lagrimal [4].

El camino que recorre la lágrima hasta la nariz explica porque al llorar un persona tiene la nariz con demasiados líquidos. Se estima que en el mundo entre del 2-5 % por ciento de los recién nacidos no tienen la válvula de drenaje dentro de la nariz [1]. La mayoría casos en que los recién nacido no tiene válvula lagrimal se resuelve por sí sola, de no resolverse es necesario abrir el ducto nasolagrimal con una sonda de metal [4].

#### **1.1.5. Bloqueo de lagrimal**

Cuando se tiene un conducto lagrimal obstruido de forma parcial o completa, las lágrimas no se puedan drenar normalmente, lo que desencadenará en una irritación del ojo hasta infecciones. Dentro de los síntomas del alguna parte del aparato lagrimal bloqueado, ejemplificado en la Figura 5, incluyen:

- Exceso de lagrimeo.
- Enrojecimiento de la parte blanca del ojo.
- Infección o inflamación ocular recurrente (conjuntivitis aguda).
- Hinchazón dolorosa cerca de la esquina interior del ojo.
- Costras en los párpados.
- Secreción de mucosidad o pus de los párpados y superficie del ojo.
- Visión borrosa.



Figura 5: Muestra de un paciente con bloqueo en el aparato lagrimal [4].

La obstrucción del conducto lagrimal suele ser común en recién nacidos y la afección mejora durante el primer año de vida [4]. En los adultos, un conducto lagrimal obstruido puede ser causado por una lesión física, una infección o un tumor. La obstrucción en el aparato lagrimal conduce a un lagrimeo constante, causando infección en el saco que genera una dacriocistitis, entre otras complicaciones [3].

#### 1.1.5.1 Dacriocistitis

Se puede definir a la dacriocistitis como: *Una infección del saco lagrimal que ocasiona la inflamación del mismo* [4]. Puede llegar a bloquear otras áreas del aparato lagrimal y existen dos tipos de dacriocistitis; la dacriocistitis congénita y la dacriocistitis adquirida.

Cuando los canales lagrimales se bloquean, el especialista identifica la zona de bloqueo y determina qué cirugía es la más conveniente para el paciente [16]. En la Tabla 1 se muestran ejemplos de cirugías para desbloquear distintas zonas del aparato lagrimal.

Tabla 1: Tipos de cirugía lagrimal [4].

Tipo de Obstrucción	Cirugía Recomendada
Del saco o subsaco lagrimal	DRe
Estenosis canalicular	Intubación
Total del canal medio canalicular	DCR con puntoplastia
Total del canal lateral canalicular	Canaliculodacriocistorrinostomía
Total individual canalicular	DRe

Las enfermedades mostradas en la Tabla 1, de forma específica, como el bloqueo del aparato lagrimal pueden subdividirse en zonas. Los tipos de obstrucción están relacionados con cada uno de los componentes del aparato lagrimal [2].

La técnica más común realizada por los cirujanos para resolver el problema de obstrucción del lagrimal es la DCRé, esto debido a sus costos y fácil procedimiento para el cirujano [1]. Se estima que el 80% de las cirugías para reparar el bloqueo del aparato lagrimal se realizan en la nariz [4].

### 1.1.5.2 Dacriocistorrinostomía externa

Es una cirugía ambulatoria la cual consiste en la remoción del hueso adyacente al saco lagrimal y de la mucosa nasal lateral. Dicho procedimiento se realiza con el fin de evitar la obstrucción del conducto nasolagrimal, permitiendo así que las lágrimas drenen directamente a la cavidad nasal a través de una nueva vía de drenaje [4, 2]. La DCRé es considerada segura, eficiente, tiene repercusiones estéticas menores y altas posibilidades de éxito [4].

Dadas las diferencias anatómicas de cada paciente, se requiere que tanto el cirujano como los asistentes sean expertos en las patologías canaliculares y en las herramientas médicas a usar [4]. Este contexto puede implicar dificultades económicas para el paciente dada la disponibilidad de los especialistas para la cirugía. La cantidad de personal necesario puede ocasionar incisiones mayores y complicaciones postoperatorias [2, 16].

### 1.1.5.3 Retractores de insiciones en DCRé

El retractor un instrumento que se utiliza para replegar, separar y abrir las distintas capas de tejido con el propósito de llegar al órgano a intervenir [17].

En la bandeja de cirugía puede haber distintos tipos de retractores, para las cirugías oculares los más comunes se describen en la Tabla 2

Tabla 2: Retractores comúnmente utilizados en cirugías oculares [5]

Nombre del retractor	Utilidad
Army & Navy	Retractor la cavidad superficial
Maleable	Retractor moldeable en su forma
Rake Retractor	Retractor en cirugías de las manos
Seen Retractor	Se utiliza para pequeñas cirugías

Estos instrumentos no solo son utilizados en una cirugía específica, sino también durante el desarrollo de esta. El retractor rake y el retractor (Figura 6) seen son los más utilizados en cirugías de bloqueo de lagrimal y, debido a los espacios reducidos, pueden dificultar el trabajo del cirujano dado que estos reducen el área de trabajo requerida.

En la Figura 6 se ejemplifica lo siguiente, en donde la utilización de dichos instrumentos requieren asistencia de manipulación para que el cirujano pueda realizar el procedimiento.

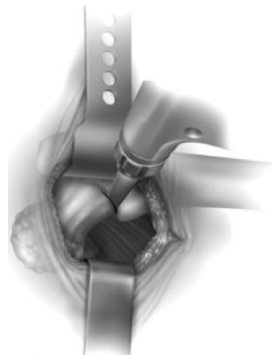


Figura 6: Retractores utilizados en cirugías con poca área de trabajo [5]

Estos retractores se componen aleaciones de acero inoxidable y, debido a que dichos materiales son removidos una vez terminada la intervención quirúrgica, no es necesario que sean biocompatibles.

#### 1.1.6. Robots quirúrgicos intraoculares

El primer desarrollo robótico en general se remonta a 1980 en Francia con el robot para cirugías intraoculares, el cual permitía mantener un centro de movimiento fijo (Rotational Center of Movement, RCM) y con esto evitar que fuerzas de traslación afectaran los puntos de entrada durante una punsión [18], teniendo solo 4 grados de libertad. A partir de este momento se realizaron prototipos encaminados a labores de microcirugía para animales.

En 1998 se desarrolló en Japón un robot diseñado para asistir en cirugías vitreoretinales [19], el cual mejoraba la precisión de las incisiones quirúrgicas realizadas en porcinos. El sistema realiza movimientos precisos de forma autónoma y elimina la variabilidad del operador. Tales son los casos de Eye-RHAS, Preceyes, IRISS, steady hand robots. Los desarrollos consisten en un brazo con un mecanismo de inclinación conectado a un sensor de fuerza para manipular la dirección necesaria para la cirugía ocular [18, 5].

En 2010, la Universidad de Columbia [20] desarrolló un robot híbrido para la cirugía tomográfica computarizada (CT), el cual realiza incisiones y cortes.

Aún cuando el robot Da Vinci no fue diseñado con la intención de realizar exclusivamente cirugías oftalmológicas, este ha sido utilizado para suturar y reparar laceraciones en la córnea [21, 19]. Debido a la forma del órgano ocular, dicho robot no puede realizar movimientos circulares de manera óptima para realizar el procedimiento. Los subsecuentes desarrollos han sido enfocados en adaptar de mejor manera el robot Da Vinci para cirugías oculares [18, 5, 19]. Tal es el caso del Hexapod Surgical System (HSS), el cual permite una punsión ocular sin movimientos gracias a las mejoras del centro de movimiento del robot.

Otra adaptación es la instalación de una micro mano (Micro Hand) diseñada para mimetizar una mano humana con cuatro dedos utilizados para manipular tejidos retinales [18]. En el año 2006 se utilizó el robot Da Vinci para realizar una microcirugía en un ojo porcino con laceración en la cornea [22]. Dentro de las desventajas se consideraron como variantes el costo del equipo y la lentitud del sistema en sí (sin compararse tangiblemente con una cirugía común). Dentro de la cirugía ocular existe el interés para crear dispositivos con sistemas de detección [22, 23]. Con esto se pretende evitar calcular, de forma general, las dimensiones del órgano ocular y así poder tener movimientos adaptados al ojo.

Sin importar el desarrollo actual de sistemas robóticos dirigidos a procedimientos oculares que se ha realizado o que estén en diseño, se puede decir que dichos equipos no han sido probados en humanos [18, 5, 22]. Estos aparatos están en una fase experimental y están siendo probados con ojos de porcinos.

En el año 2015 se desarrollo un robot llamado Robotic Retinal Dissection Device (R2D2) [24], utilizado para asistir cirujanos en un procedimiento quirúrgico ocular. El cual permite retirar una pequeña membrana de la parte posterior del ojo realizando una incisión menor a 1 mm de diámetro. El robot R2D2 está diseñado para eliminar movimientos involuntarios que suceden durante la cirugía. Por este motivo es considerado el primer robot en asistir en una cirugía ocular de un paciente humano en el mundo.

De forma científica, el primer estudio sobre la seguridad y viabilidad del desarrollo de robots para cirugías intraoculares se realizó en el año 2018 [25]. En dicha investigación, se compararon ambos métodos de cirugía (el método tradicional y el realizado mediante un robot), comparando parámetros como el tiempo, precisión y las diferencias de microtrauma retinal ocasionado por la cirugía. Las conclusiones reportadas fueron que no había diferencias en la precisión y los traumas causados, siendo el tiempo el único factor que diferencia a ambos métodos. En la cirugía tradicional el tiempo fue mucho menor en relación a la cirugía con un robot, aumentando los riesgos de dicha cirugía.

Los anterior se considera que será un problema de escalamiento en cuanto al tiempo que podrá ser resuelto con el desarrollo de mejores actuadores y herramientas para el robot, teniendo así como mayor conclusión la posibilidad de mejora de los robots quirúrgicos y así facilitar el trabajo del cirujano.

En México, la cirugía robótica y en particular la cirugía ocular son áreas relativamente nuevas. En el año 2016 se obtuvo el primer robot Da Vinci como asistente robótico [26]. Existen nueve programas en el país dedicados a la cirugía robótica con un robot Da Vinci. Sin embargo, el desarrollo de la robótica en México está encaminado, principalmente, en la creación de humanoides y por consiguiente el desarrollo de la robótica médica y, en específico, el desarrollo de la cirugía ocular es prácticamente inexistente.



### 1.1.7. Robótica adaptable

El área que está proporcionando desarrollos tecnológicos que apoyan a la realización de procedimientos en donde es necesaria una gran adaptabilidad del robot es aquella cuya composición es flexible [27, 20, 19]. Ha innovado en la adaptabilidad con cuerpos biológicos utilizando materiales deformables como gel, fluidos o materiales que tengan propiedades elásticas. En su gran mayoría, este tipo de robots están inspirados en cuerpo biológicos como pulpos, gusanos o en serpientes [8, 6]. Su adecuado comportamiento con el entorno de trabajo genera una buena alternativa de manufacturación, ofrecieron un amplio espectro de soluciones tanto geométricas, como materiales usados [28, 29, 30] y su desarrollo en el campo de la medicina es un área de oportunidad que va aumentando a medida que se desarrollan componentes de naturaleza adaptable y flexible [29]. Los actuadores de naturaleza suave desarrollados son mecánicos, neumáticos o eléctricos, entre otros. Estos son responsables del movimiento y control del sistema [8, 6, 7].

#### 1.1.7.1 Actuadores mecánicos

Los actuadores mecánicos (mostrado en la Figura 7) están basados en el movimiento y adaptabilidad de una serpiente [6]. Consiste en una columna compuesta por tubos plásticos (Tubo de restricción) acomodados de forma similar a una vértebra. Los tendones (Tendón 1 y 2) están colocados dentro de la columna hacia el exterior donde cada tendón tiene un motor que jala alguno de los dos tendones. Con el accionar de los tendones se mueve el robot, mientras que la base se mantiene fija gracias a una barra rígida que atraviesa la columna. El movimiento que realiza es semi circular en las secciones en las que el tubo no evite el movimiento.

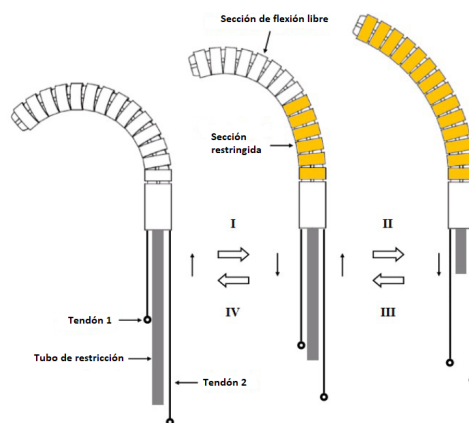


Figura 7: Ejemplo de actuador mecánico [6].

El manipulador mostrado en la figura 7 fue desarrollado para cirugías mínimamente invasivas, el cual podría introducirse en una incisión y poder acceder dentro de cuerpos con un menor daño al paciente [6], aspectos por los cuales puede ser considerado como una opción que auxilie a cirujanos oculares en DCR.

### 1.1.7.2 Actuadores neumáticos

Un ejemplo de los actuadores neumáticos es el desarrollado por McKibben [31], con el propósito de variar el ángulo de deformación o su radio de expansión [7]. Este actuador se ilustra en la Figura 8. Dicho actuador relaciona el ángulo de deformación con el armado de las fibras que contienen el material elástico. Si se combinan las posibles deformaciones, se obtienen movimientos más complejos y con esto más grados de libertad.

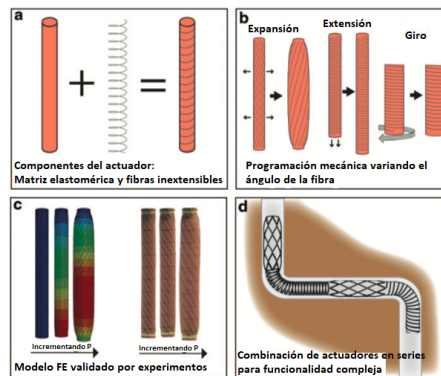


Figura 8: Ejemplo de actuador neumático [7]. a) Muestra los componentes del actuador. b) comportamiento de expansión, extensión o giro dependiendo de la programación mecánica. c) Muestras experimentales del actuador. d) Propuesta de una aplicación en cirugías mínimamente invasivas

El actuador de la Figura 8 tiene la capacidad de generar movimientos que para un robot de características rígidas sería prácticamente imposible realizar. Un ejemplo de esto en cirugías mínimamente invasivas, en donde las dificultades de los sistemas rígidos se encuentran en la flexibilidad, maniobrabilidad y destreza, características que este actuador tiene de forma intrínseca [7, 32]. Estas deformaciones dirigidas resultan como una posible solución en las incisiones realizadas en una dacriocistorrinostomía, dado que con este tipo de actuadores se podrá controlar la apertura de la incisión.

### 1.1.7.3 Actuadores Eléctricos

Comunmente los actuadores elastómeros dieléctricos son polímeros que se deforman dependiendo del campo eléctrico que se les aplique [33]. Estos materiales son considerados cercanos en funcionalidad a los músculos biológicos, ofreciendo ventajas en la flexibilidad y maleabilidad en el campo de la medicina robótica.

Al tener deformaciones dirigidas, el polímero puede ser dirigido en sus deformaciones, tomando así formas semicirculares [8, 34]. Lo anterior se ilustra en la figura 9.

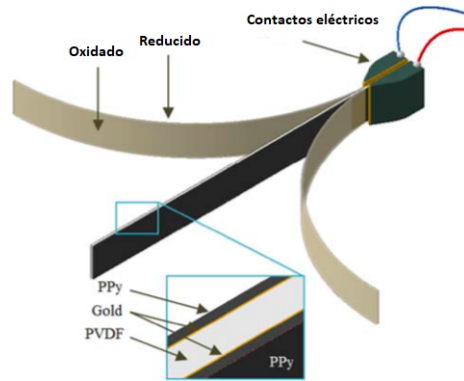


Figura 9: Ejemplo de actuador eléctrico [8]. El campo eléctrico aplicado por la placa intermedia genera una repulsión y deformación de las placas laterales.

Este ejemplo de dieléctrico proporciona una alternativa en las incisiones de la dacriocistorrinostomía dada su deformación.

## 1.2. Estado del arte

En la presente Sección se muestra la actualidad de sistemas retractores y modelos matemáticos del ojo.

### 1.2.1. Sistema retractor

Existen algunos sistemas mecánicos que se utilizan para fijar la apertura de las incisiones, con esto el especialista tiene una mayor área de trabajo y mejor movilidad para realizar el procedimiento quirúrgico. Una de las dificultades que se tienen al desarrollar sistemas de retracción se encuentra en la fijación del mismo. A continuación se muestran algunos desarrollos de sistemas de actuación.

#### 1.2.1.1 Retractor de corazón

El sistema de retracción más común es el desarrollado para las operaciones de corazón abierto [35]. Dicho sistema consiste en la construcción de brazos fijos puestos perpendicularmente que mediante la acción de un tornillo se alejan entre sí, lo anterior se muestra en la Figura 10.

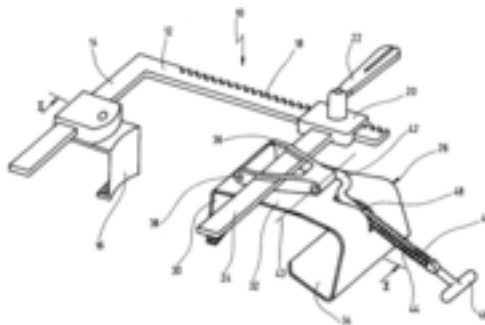


Figura 10: Retractor de corazón [35].

### 1.2.1.2 Retractor de cadera

El retractor de cadera es una herramienta que consiste en fijar la apertura de las incisiones para las cirugías de cadera (Figura 11). Está compuesto por un marco metálico que permite el fijar los retractores necesarios.

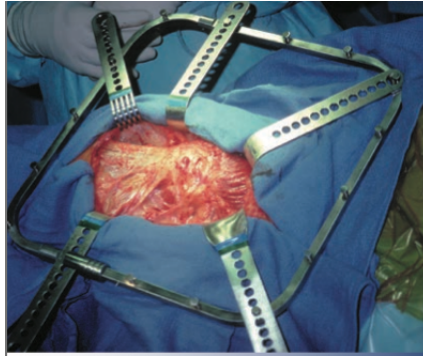


Figura 11: Retractor de cadera [9]

Existen otro tipo de retractores que realizan el mismo procedimiento que el retractor de cadera, la diferencia consiste en el organo a tratar [9]. Hasta donde se pudo hacer una revisión para este trabajo de investigación, no existe ningun sistema automático para incisiones oculares.

### 1.2.2. Modelos matemáticos del ojo

Dado que el ojo esta compuesto de su forma interna por humor vitreo (líquido) [36], es lógico el dividir el modelado matemático en la parte intraocular y extraocular. Por este motivo los modelos matemáticos encontrados se basan en las características específicas necesitadas, es decir, dependiendo de la zona y el propósito a usarse, serán los requerimientos que el modelo tendrá [37, 10]. En la Figura 12 se muestra el modelado basándose en la tonometría del ojo.

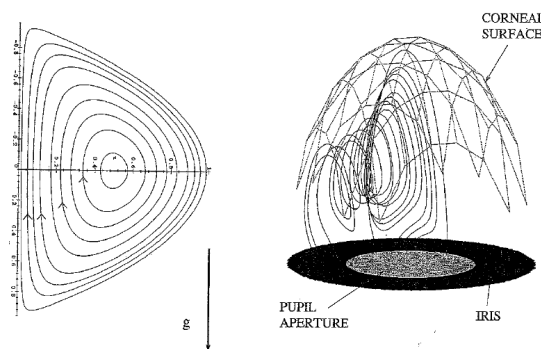


Figura 12: Modelo tonométrico del ojo [10]

Si bien el ejemplo de la Figura 12 muestra un caso aislado sobre el modelado del ojo, dicha propuesta deberá ser considerada como ejemplo de realización para la base matemática del retractor.

### **1.3. Antecedentes**

La robótica médica es el desarrollo de sistemas autómatas encaminados a auxiliar en problemas de salud [38, 39]. Dichos sistemas pueden ser divididos en tres áreas [38, 40, 41, 42]: el diagnóstico y detección de enfermedades, la segunda está dirigida a asistir a pacientes en rehabilitaciones o asistentes personales y la última es la encargada de auxiliar a médicos en procedimientos quirúrgicos. Esta última categoría también es conocida como cirugía robótica [38, 11].

La finalidad de la cirugía robótica es la de auxiliar en procedimientos quirúrgicos, ya sea realizando incisiones mínimamente invasivas [43, 13, 44] o diseñando equipos que tengan una mayor precisión y así permitir que el paciente tenga una recuperación más rápida, con menores costos y menores traumas. Un ejemplo es la cirugía robótica oftalmológica, la cual debe ser realizada con extremo cuidado desde la preparación de la cirugía, hasta después de realizado el procedimiento [1, 45, 18].

El éxito de una cirugía dependerá de la destreza del cirujano, teniendo como factor en contra el tiempo. La precisión del especialista, en específico los temblores en la mano, aumentan en relación con la precisión deseada. En el caso de las incisiones para DCR, no existen sistemas mecánicos que auxilien en la apertura de estas, pero se ha construido un retractor para incisiones para la cirugía de corazón abierto [46]. En las cirugías intraoculares los errores en la posición no son tolerados, y se vuelve necesario diseñar sistemas que permitan tener la precisión y movilidad deseada. En la Sección 1.2 se describirán los desarrollos robóticos intraoculares encontrados.

Dada la zona de incisión, el área necesaria de trabajo para la DCR, la necesidad de especialistas que auxilien en la manipulación de tejidos, los especialistas externaron, mediante entrevistas de tipo semiabiertas [50], la necesidad de generar un retractor autónomo de apertura de incisiones.

La generación de un retractor en el proceso de apertura de incisiones tiene como complejidad la geometría del ojo y la localización de la cirugía no solo los desarrollos tecnológicos, sino también en el modelado matemático de este [36]. Dichos modelos matemáticos deberán estar relacionados con las características propias de los tejidos a tratar [37]. No obstante la forma en que se modele las características del ojo, se deberá validar el modelo con datos experimentales que permitan la aceptación de este [36, 37].

#### **1.3.1. Dificultades de la robótica para aplicaciones biomédicas**

Al tratarse de un área poco desarrollada, robótica quirúrgica ocular tiene limitaciones que generan inseguridades sobre su desempeño en la utilización de cirugías [32, 28]. Dependiendo de la localización de la cirugía a tratar, aumenta la complejidad del desarrollo robótico [32].

También, la robótica enfocados a la adaptabilidad, presenta desventajas en histéresis, fatiga, fricción no lineal, fuerza, entre otros , y representan los mayores retos que esta área de la robótica puede presentar [29, 32, 30].

Con todo los antecedentes en mente, este trabajo de tesis se centrará en el análisis de la apertura de incisiones durante la cirugías de Dacriocistorrinostomías.

## **2. Definición del objeto de estudio**

El Hospital General de México [47] estima que en el periodo de 2002 a 2011, la mayor morbilidad oftalmológica correspondió a los distintos tipos de cataratas, seguida del desprendimiento de retina con ruptura, del estrabismo, de aquellas enfermedades crónicas que generan complicaciones oculares(diabetes, glaucoma, etc.), de trastornos de la córnea y bloqueo de lagrimal, entre otros.

En todos los casos de cirugía, tanto ocular como general, el éxito de dichos procedimientos depende de la habilidad y el conocimiento del especialista [13]. Esto genera que a una mayor complejidad en el procedimiento quirúrgico, habrá una menor cantidad de cirujanos especialistas para realizarlas, ocasionando que la cantidad de pacientes atendidos esté limitada por la disponibilidad de especialistas, lo que resulta en altos costos de dichos procedimientos.

Para auxiliar a los cirujanos, se han desarrollado tecnologías que le faciliten el acceso, reduzcan tiempos de operación o reduzcan el personal necesario [45]. De forma general se han buscado herramientas que aumenten la capacidad de manipulación humana aumentando la precisión de los instrumentos o eliminando los factores psicológicos y de cansancio del cirujano [38]. En la actualidad existen pocos sistemas que asistan al cirujano ocular [18, 45] y esto se debe, entre diversos factores, a la complejidad que tiene el órgano ocular.

Para la cirugía ocular y hasta donde la investigación documental se ha realizado, no se han encontrado robots diseñados para auxiliar a los cirujanos. Sin embargo, su utilización para estas cirugías son un área necesitada de desarrollo dadas las complejidades antes mencionadas. En particular, la estructura rígida de los robots propicia que la mayoría de sus movimientos sean poco útiles en una cirugía ocular [48]. Ya que la manipulación de objetos se vuelve compleja (destreza restringida) y genera la necesidad de diseñar y crear robots ajustables a cuerpos o superficies no homogéneas [18].

Debido a este problema, se han diseñado robots cuya estructura permita manipular, con una mejor precisión, objetos amorfos [27, 44]. Tienden a ser deformables e intentan emular las características de cuerpos biológicos para poder adaptarse a los movimientos y geometrías de objetos sin una forma definida [41, 42].

Dada la complejidad del organo ocular, el análisis de las necesidades del especialista deberán segmentarse en las distintas partes del organo, en donde para cada aparato adscrito al ojo tienen sus propias dificultades [13, 1]. Un ejemplo de esto es el aparato lagrimal, el cual se encarga de la lubricación del ojo [2]. Cuando el aparato lagrimal se bloquea, en casos severos, es necesario la remoción del padecimiento de forma quirúrgicamente [2, 16]. En los padecimientos de bloqueo de lagrimal, en donde las dimensiones del sistema lagrimal (entre 2 y 3 cm de longitud) dificultan la manipulación y movilidad de las herramientas que utiliza el especialista [16]. La cirugía comúnmente usada para tratar el bloqueo de lagrimal es conocida como Dacriocistorrinostomía externa (DCRe) [4].

El Hospital General de México estima que en los años 2000 al 2007 se diagnosticaron a 222 casos de dacriocistitis, de los cuales 194 fueron operados mediante algún tipo de DCR [52]. Para realizar las incisiones en una dacriocistorrinostomía es necesario, contar con un grado de destreza relativamente significativo en un espacio circular reducido de aproximadamente 2 cm de diámetro. En una intervención convencional el cirujano puede necesitar la asistencia de otros especialistas para manejar tejidos. Esta situación genera un mayor tiempo de cirugía y problemas durante la cirugía (como el uso de una mayor cantidad de anestésicos) así como postoperatorios (como una mala cicatrización).

Es por este motivo que se plantea la necesidad de asistir al médico, mediante el desarrollo de nuevas tecnologías, para realizar cirugías oculares. Dichas tecnologías deberán tener en cuenta las necesidades del especialista retroalimentándose con el cirujano mediante entrevistas que permitan identificar su satisfacción de uso [49, 50, 51].

Con base en lo anterior esta técnica quirúrgica ha sido de interés, para este trabajo de investigación, dada su localización y problemáticas que conlleva. La DCRe tiene como una de sus dificultades en la manipulación las incisiones. Por tanto, este trabajo de tesis se plantea realizar especificaciones de diseño para el desarrollo de un sistema de retracción que simplifiquen el trabajo de los médicos oculares en DCRe [22, 2].

Con todo lo anterior en mente, se plantea las siguientes preguntas generadoras:

¿Qué parámetros métricos permiten al cirujano ocular generar la apertura de incisiones en Dacriocistorrinostomías? ¿Cuál será los tamaños de apertura necesarios para que el especialista pueda realizar la dacriocistorrinostomía?

¿Cuáles son los elementos anatómicos que se deben de retraer para la apertura del área de trabajo necesaria para la realización de una DCR? ¿Que características deberá tener el modelo matemático para relacionar el esfuerzo y la deformación en la apertura de incisiones?

### **3. Meta de ingeniería**

Realizar aperturas de insición con base en el principio de actuación de apertura mínima, apertura media y apertura total de forma progresiva y paramétrica, con el propósito de generar un modelo matemático validado por métricas de apertura de insición experimentales que permitan generar las características de diseño de un dispositivo de apertura para la parametricidad de incisiones de a cuerdo a las necesidades del especialista médico.

### **4. Objetivo general**

Llevar a cabo las especificaciones del diseño de la apertura de insición en Dacriocistorrinostomías, que lleven a la generación de un modelo matemático validado por métricas experimentales de apertura para generar las características de diseño de un sistema robótico retractor con tipos de apertura: apertura inicial, apertura media y apertura total.

#### **4.1. Objetivos particulares**

- Generar un modelo matemático que caracterice la apertura de las incisiones de DCR.
- Realizar experimentación para determinar métricas de apertura de incisiones de DCR en tejido no vivo.
- Realizar una validación de la experimentación realizada en relación con el modelo matemático.

### **5. Metodología propuesta**

Dada la naturaleza de este trabajo de tesis, la realización de las etapas del mismo estará compuesta por dos principales etapas. En la primera etapa será compuesta por la definición de la problemática, y la segunda etapa consistirá en la realización de las especificaciones de diseño para un Sistema Robótica de Retracción.

#### **5.1. Etapa 1 - Definición del problema**

**Fase 1** En un inicio, la recolección de información bibliográfica con la finalidad de identificar las intervenciones de bloqueo de lagrimal realizadas en el mundo y en específico, en México.

**Fase 2** Como complemento a la búsqueda bibliográfica, se realizarán entrevistas de tipo semiestructurada a especialistas en cirugía ocular con el fin de comprender, mediante las experiencias quirúrgicas de los médicos, las principales complicaciones que se experimentan durante las cirugías del



aparato lagrimal, susceptibles de verse favorecidas con el uso de un robot. Es importante mencionar que las entrevistas son consideradas de carácter cualitativo clínico [53].

**Fase 3** Como término de la primera fase, se caracterizará la información obtenida, teniendo como particular interés el identificar la incidencia epidemiológica sobre el bloqueo de lagrimal en México. También dentro de esta revisión se caracterizarán las complicaciones durante las cirugías de Dacriocistorrinostomía externa.

## **5.2. Etapa 2 - Especificaciones de diseño**

**Fase 1** Se continuará este proyecto seleccionando las cirugías o fases de cirugías en las que se podrán proponer posibles soluciones para estos problemas desde el enfoque de la robótica.

**Fase 2** Ya seleccionada la posible solución a abordar. Se elaborará propuestas conceptuales como modelos matemáticos que caracterice la propuesta seleccionada

**Fase 3** Para esto se deberán definir las características de dichas soluciones así como los requerimientos técnicos que deberá satisfacer el sistema propuesto. Para esto se generarán métricas experimentales para la apertura de incisiones en tejido no vivo.

**Fase 4** Finalmente, se validará el modelo matemático con los datos experimentales obtenidos.

### 5.3. Mapa maestro

A continuación, en la Figura 13, se muestra el mapa maestro que representa, en forma general, las estrategias metodológicas a seguir para el cumplimiento de los objetivos.

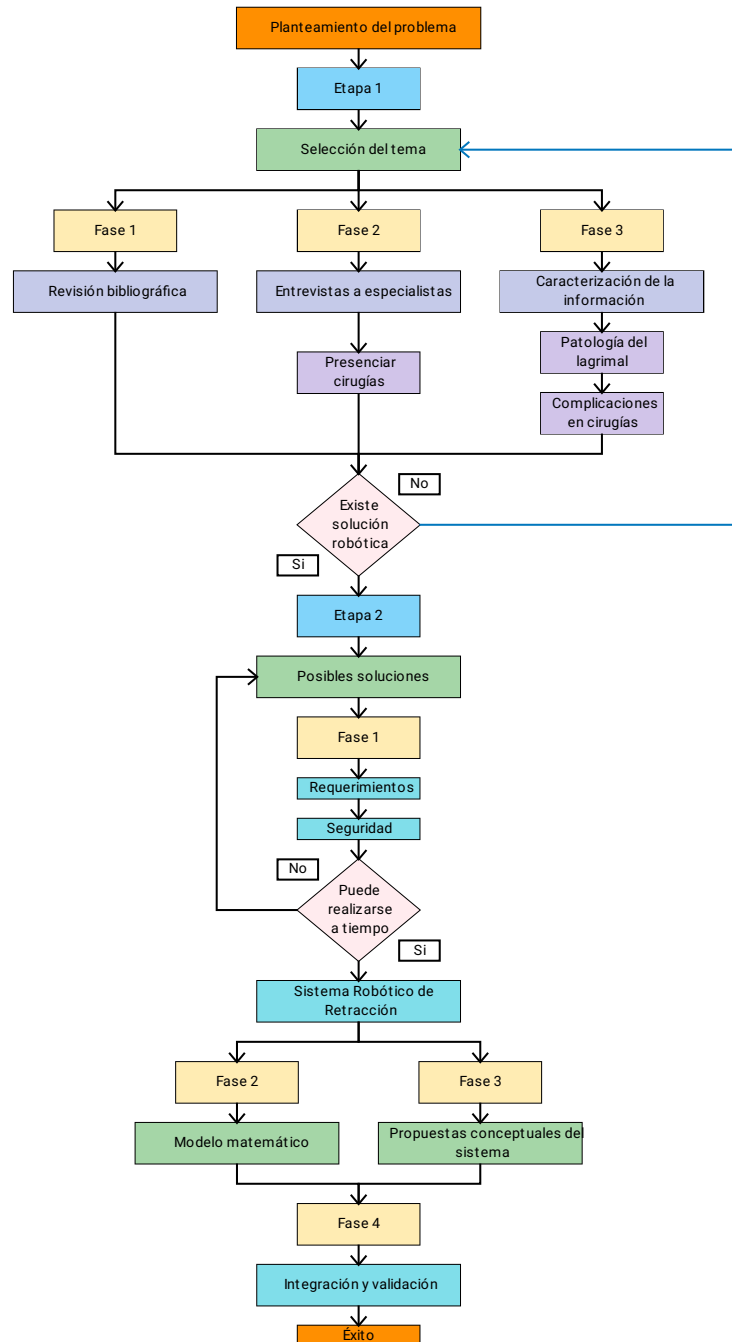


Figura 13: Mapa Maestro del trabajo a desarrollar

## 6. Cronograma

A continuación se muestra el cronograma del trabajo de tesis a desarrollar en 2 años (24 meses).

No.	Actividad	Año												2019												
		2017			2018									Año de probable obtención de grado												
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	
1	Revisión Bibliográfica																									
2	Entrevistas a especialistas																									
3	Caracterización de información																									
4	Identificar la incidencia sobre el bloque lagrimal																									
5	Identificar las complicaciones durante las cirugías de bloqueo de lagrimal																									
6	Selección de posibles soluciones																									
7	Elaborar y evaluar propuestas																									
8	Generar modelo matemático que caracterice la propuesta conceptual																									
9	Realizar la experimentación para determinar métricas de la propuesta conceptual																									
10	Realizar una validación de la experimentación realizada en relación con el modelo matemático																									
11	Escritura de reporte escrito (Tesis)																									

## Referencias

- [1] T. Root, *OphthoBook*. Royal New Zealand Foundation of the Blind, 2011.
- [2] M. J. Ali, *Principles and practice of lacrimal surgery*. Springer, 2014.
- [3] R. Metson, J. J. Woog, and C. A. Puliafito, “Endoscopic laser dacryocystorhinostomy,” *The Laryngoscope*, vol. 104, no. 3, pp. 269–274, 1994.
- [4] R. K. Weber, R. Keerl, S. D. Schaefer, and R. C. Rocca, *Atlas of lacrimal surgery*. Springer Science & Business Media, 2007, vol. 10.
- [5] M. Morris and S. Tosunoglu, “Robotic ocular surgery,” in *Florida Conference on Recent Advances in Robotics*, 2007, pp. 10–14.
- [6] Z. Li, H. Yu, H. Ren, P. W. Chiu, and R. Du, “A novel constrained tendon-driven serpentine manipulator,” in *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE, 2015, pp. 5966–5971.
- [7] F. Connolly, P. Polygerinos, C. J. Walsh, and K. Bertoldi, “Mechanical programming of soft actuators by varying fiber angle,” *Soft Robotics*, vol. 2, no. 1, pp. 26–32, 2015.
- [8] R. Mutlu, G. Alici, and W. Li, “Electroactive polymers as soft robotic actuators: electromechanical modeling and identification,” in *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2013 IEEE/ASME International Conference on*. IEEE, 2013, pp. 1096–1101.
- [9] R. Ling and A. Lee, “Retractor for hip joint surgery,” Oct. 8 1974, uS Patent 3,840,014.
- [10] G. Gonzalez and A. Fitt, “The mathematical modelling of human eyes-a phd study,” *Mathematics Today*, vol. 39, pp. 20–25, 2003.
- [11] S. Martinez, “Historia de la cirugía robótica,” *McGraw Hill*, 2009.
- [12] O. L. C. S. S. Vidas, “Alianza mundial para la seguridad del paciente,” *Segundo reto mundial por la seguridad del paciente. Organización Mundial de la Salud*, 2008.
- [13] D. Field and M. Forbes, *The Ophthalmic Study Guide*. M&K Update Ltd, 2016.
- [14] P. Gogate and M. Wood, “Recognising ‘high-risk’ eyes before cataract surgery,” *Community Eye Health*, vol. 21, no. 65, p. 12, 2008.
- [15] “Vitreotomy eye surgery,” *Community Eye Health Journal*, 2015.
- [16] L. Presutti, F. Mattioli *et al.*, *Endoscopic Surgery of the Lacrimal Drainage System*. Springer, 2016.

- [17] S. Kazama, "Heart retractor," Apr. 23 1996, uS Patent 5,509,890.
- [18] J. D. Pitcher, J. T. Wilson, T.-C. Tsao, S. D. Schwartz, and J.-P. Hubschman, "Robotic eye surgery: Past, present, and future," *Journal of Computer Science & Systems Biology*, vol. 5, no. 2, p. 1, 2012.
- [19] U. Spandau and G. Scharioth, *Cutting Edge of Ophthalmic Surgery: From Refractive SMILE to Robotic Vitrectomy*. Springer, 2017.
- [20] D. Liu, T. Wang, C. Tang, and F. Zhang, "A hybrid robot system for ct-guided surgery," *Robotica*, vol. 28, no. 2, pp. 253–258, 2010.
- [21] G. Watanabe and N. Ishikawa, "Da vinci surgical system," *Kyobu geka. The Japanese journal of thoracic surgery*, vol. 67, no. 8, pp. 686–689, 2014.
- [22] A. Tsirbas, C. Mango, and E. Dutson, "Robotic ocular surgery," *British journal of ophthalmology*, vol. 91, no. 1, pp. 18–21, 2007.
- [23] J. Son, J.-L. Bourges, M. O. Culjat, V. Nistor, E. P. Dutson, G. P. Carman, and J. P. Hubschman, "Quantification of intraocular surgery motions with an electromagnetic tracking system." *Studies in health technology and informatics*, vol. 142, pp. 337–339, 2009.
- [24] A. Hussain, A. Malik, M. Halim, and A. Ali, "The use of robotics in surgery: a review," *International journal of clinical practice*, vol. 68, no. 11, pp. 1376–1382, 2014.
- [25] T. Edwards, K. Xue, H. Meenink, M. Beelen, G. Naus, M. Simunovic, M. Latasiewicz, A. Farmery, M. de Smet, and R. MacLaren, "First-in-human study of the safety and viability of intraocular robotic surgery," *Nature Biomedical Engineering*, p. 1, 2018.
- [26] M. R. Coronel, "Cluster salud," <http://clustersalud.americaeconomia.com/una-historia-cirugia-robotica-mexico/>, 2016.
- [27] D. Rus and M. T. Tolley, "Design, fabrication and control of soft robots," *Nature*, vol. 521, no. 7553, p. 467, 2015.
- [28] F. Schmitt, O. Piccin, L. Barbé, and B. Bayle, "Soft robots manufacturing: a review," *Frontiers in Robotics and AI*, vol. 5, p. 84, 2018.
- [29] H. Banerjee, Z. T. H. Tse, and H. Ren, "Soft robotics with compliance and adaptation for biomedical applications and forthcoming challenges," *International Journal of Robotics and Automation*, vol. 33, no. 1, 2018.
- [30] Z. T. H. Tse, Y. Chen, S. Hovet, H. Ren, R. Monfaredi, S. Xu, B. Wood, and K. Cleary, "Soft robotics in medical applications," *Journal of Medical Robotics Research*, 2018.

- [31] B. Tondu, “Modelling of the McKibben artificial muscle: A review,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 23, no. 3, pp. 225–253, 2012.
- [32] M. Cianchetti, C. Laschi, A. Menciassi, and P. Dario, “Biomedical applications of soft robotics,” *Nature Reviews Materials*, p. 1, 2018.
- [33] Z. Suo, “Theory of dielectric elastomers,” *Acta Mechanica Solida Sinica*, vol. 23, no. 6, pp. 549–578, 2010.
- [34] Y. Bar-Cohen, “Artificial muscles using electroactive polymers (EAP): Capabilities, challenges and potential,” 2005.
- [35] J. Schoellhorn, “Retractor for performing heart and thorax surgeries,” Mar. 24 2009, uS Patent 7,507,202.
- [36] W. Lotmar, “Theoretical eye model with aspherics,” *JOSA*, vol. 61, no. 11, pp. 1522–1529, 1971.
- [37] R. Navarro, J. Santamaría, and J. Bescós, “Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics,” *JOSA A*, vol. 2, no. 8, pp. 1273–1280, 1985.
- [38] O. A. Castillo and I. Vidal, “Cirugía robótica,” *Revista chilena de cirugía*, vol. 64, no. 1, pp. 88–91, 2012.
- [39] M. J. Matarić, *The robotics primer*. MIT Press, 2007.
- [40] P. Maeder-York, T. Clites, E. Boggs, R. Neff, P. Polygerinos, D. Holland, L. Stirling, K. Galloway, C. Wee, and C. Walsh, “Biologically inspired soft robot for thumb rehabilitation,” *Journal of Medical Devices*, vol. 8, no. 2, p. 020933, 2014.
- [41] E. Park, N. Mehandru, T. L. Beltran, E. Kraus, D. Holland, P. Polygerinos, N. V. Vasilyev, and C. Walsh, “An intraventricular soft robotic pulsatile assist device for right ventricular heart failure,” *Journal of Medical Devices*, vol. 8, no. 2, p. 020908, 2014.
- [42] Y.-L. Park, B.-r. Chen, N. O. Pérez-Arancibia, D. Young, L. Stirling, R. J. Wood, E. C. Goldfield, and R. Nagpal, “Design and control of a bio-inspired soft wearable robotic device for ankle-foot rehabilitation,” *Bioinspiration & biomimetics*, vol. 9, no. 1, p. 016007, 2014.
- [43] J. L. Toennies, G. Tortora, M. Simi, P. Valdastri, and R. J. Webster, “Swallowable medical devices for diagnosis and surgery: the state of the art,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, vol. 224, no. 7, pp. 1397–1414, 2010.
- [44] G. Gerboni, T. Ranzani, A. Diodato, G. Ciuti, M. Cianchetti, and A. Menciassi, “Modular soft mechatronic manipulator for minimally invasive surgery (MIS): overall architecture and development of a fully integrated soft module,” *Meccanica*, vol. 50, no. 11, pp. 2865–2878, 2015.

- [45] M. Morris and S. Tosunoglu, “Teleoperated ophthalmic examination robot,” *Department of Mechanical and Materials Engineering Florida International University, FCRAR*, 2016.
- [46] L. W. Hu, D. J. Paul, E. E. Reis, and L. G. I. Harry, “Surgical retractor apparatus for operating on the heart through an incision,” Dec. 18 2001, uS Patent 6,331,158.
- [47] H. G. D. MÉXICO, “Boletín estadístico de oftalmología 2002-2011.” *Departamento de Información y Estadística, Ciudad de México.*, 2012.
- [48] I. Hands, *Robotic Surgery*. ASME, 2015.
- [49] O. Arteaga, “Investigación en salud y métodos cualitativos,” *Ciencia y Trabajo*, vol. 8, no. 21, pp. 151–153, 2006.
- [50] T. B. H. L. O. García, “Técnicas conversacionales para la recogida de datos en investigación cualitativa: La entrevista (i),” *Nure investigación*, no. 33, 2008.
- [51] P. Glick, “How reliable are surveys of client satisfaction with healthcare services? evidence from matched facility and household data in madagascar,” *Social Science & Medicine*, vol. 68, no. 2, pp. 368–379, 2009.
- [52] A. Robles-Bringas, M. T. del Ángel-Arenas, and G. Bustamante-Domínguez, “Experiencia en cirugía para dacriocistitis en el hospital general de méxico,” *Rev Mex Oftalmol*, vol. 83, no. 5, pp. 293–295, 2009.
- [53] R. H. Sampieri, C. F. Collado, P. B. Lucio, and M. d. I. L. C. Pérez, *Metodología de la investigación*. Mcgraw-hill México, 1998, vol. 1.
- [54] F. T. Tehrani, “Automatic control of mechanical ventilation. part 1: theory and history of the technology,” *Journal of clinical monitoring and computing*, vol. 22, no. 6, pp. 409–415, 2008.
- [55] A. Rodic, “Automation control–theory and practice,” *Edited by Rodic, AD, Publisher: InTech Open Access*, 2009.
- [56] R. C. Dorf and R. H. Bishop, *Modern control systems*. Pearson, 2011.
- [57] F. Ebel, S. Idler, G. Prede, and D. Scholz, “Fundamentos de la técnica de automatización,” *Pittschellis, Reinhard (Red.). Alemania: Festo Didactic GmbH & Co*, 2008.
- [58] H. B. Jacobson and J. S. Rouček, *Automation and society*. Greenwood Press,[1969, 1959.
- [59] J. Machotka, A. Nafalski, and Z. Nedić, “The history of developments of remote experiments,” Ph.D. dissertation, World Institute for Engineering and Technology Education, 2011.

- [60] V. M. Hernández-Guzmán, R. Silva-Ortigoza, and R. V. Carrillo-Serrano, *Control Automático: Teoría de diseño, construcción de prototipos, modelado, identificación y pruebas experimentales*. COLECCIÓN CIDETEC, 2013.
- [61] F. Sánchez-Martín, F. M. Rodríguez, J. Salvador-Bayarri, V. M. Font, J. P. Redorta, H. V. Mavrich, and P. J. Schlegl, “Historia de la robótica: de arquitas de tarento al robot da vinci.(parte ii),” *Actas Urológicas Españolas*, vol. 31, no. 3, pp. 185–196, 2007.
- [62] R. Valero, Y. Ko, S. Chauhan, O. Schatloff, A. Sivaraman, R. Coelho, F. Ortega, K. Palmer, R. Sanchez-Salas, H. Davila *et al.*, “Cirugía robótica: Historia e impacto en la enseñanza,” *Actas Urológicas Españolas*, vol. 35, no. 9, pp. 540–545, 2011.
- [63] I. Tsui, A. Tsirbas, C. W. Mango, S. D. Schwartz, and J.-P. Hubschman, “Robotic surgery in ophthalmology,” in *Robot Surgery*. InTech, 2010.
- [64] O. A. V. Albán, “Aplicaciones de la robótica al campo de la medicina,” *Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control, Universidad del Cauca, Popayán, Colombial*, 2007.
- [65] A. Kitzmann, “Laser vision correction: A tutorial for medical students,” 2011.
- [66] C. for Disease Control, Prevention *et al.*, “National health and nutrition examination survey (nhanes): Ophthalmology procedures manual,” 2014.
- [67] N. Martínez Suárez, N. Rodríguez Méndez, and L. Vigoa Arangúren, “Dacriocistorrinostomía externa: Análisis de los resultados en 5 años,” *Revista Cubana de Oftalmología*, vol. 15, no. 2, pp. 0–0, 2002.



## Capítulo 2

# Protocolo de pruebas

La piel es la cobertura y el órgano más extenso del cuerpo humano y tiene una serie de funciones y propiedades específicas que van desde ser una barrera protectora para todo el cuerpo, al que contiene y moldea, hasta como un intercambio de sustancias con el medio ambiente, si bien mantiene una impermeabilidad para líquidos, entre el interior y el exterior [24–26].

### 2.1. Incisiones de la piel

Al realizarse una incisión, es preciso conocer la anatomía de la zona, la profundidad que se desee alcanzar en la cirugía con el fin de no dañar estructuras nobles contiguos al campo de actuación [27, 28]. Existen varios tipos de incisiones que se pueden realizar con un bisturí, y estos varían del tipo de lesión a tratar [28]:

1. **Incisión Tangencial:** Se emplea para eliminar lesiones pequeñas y que no tengan demasiada profundidad, ni alcancen zonas de la piel internas. Se realiza con una hoja de bisturí tangencial es considerado un método rápido y seguro, ya que la posibilidad de hemorragia o de lesionar órganos nobles, es mínima.
2. **Incisión de Fusiforme:** Es la más empleada y la ideal en lesiones profundas o extensas. Se trata de dibujar sobre la piel un huso, una vez pintado se procede a la incisión con el bisturí, que será primero cortando la piel, y en un segundo tiempo, profundizando.
3. **Incisión de Curetaje:** A diferencia de las otras incisiones mencionadas, en esta incisión en vez del bisturí, se emplea una cucharilla o cureta. Se emplea en lesiones muy superficiales en los que no se precisa la acción del bisturí, porque la lesión no afecta más que a las primeras capas de la piel.
4. **Incisión de Punch:** Es una técnica en la cual, mediante éste instrumento que no es más que una cuchilla redonda, y mediante movimientos de vaivén en rotación, se obtiene un cilindro profundo de tejido, que ha de cortarse en su base con una tijera, y que engloba (para ello se emplea), lesiones pequeñas en extensión, pero que alcanzan zonas profundas.

## 2.2. Metrología

Metrología se define como la ciencia de las mediciones, los métodos y los medios de medición (instrumentos), que garantizan la uniformidad y exactitud requeridas de las mediciones [29].

La metrología es necesaria en procesos de producción, investigación científica, en el transporte y la comunicación, así como proteger la salud y la seguridad del ciudadano, así como los intereses del consumidor y del país. Obtener mediciones exactas y confiables es un requisito fundamental para la investigación científica dado que es base de los conocimientos científicos. [30].

Los campos técnicos de la metrología son [29]:

- Longitud.
- Masa y magnitudes relacionadas.
- Termometría.
- Electricidad y magnetismo.
- Acústica, ultrasonido y vibración.
- Química.
- Tiempo y frecuencia.
- Radiaciones ionizantes y radiactividad.
- Fotometría y radiometría.

Por todo lo presentado en esta sección, se plantea como un objetivo el poder realizar mediciones de apertura de incisiones en tejido animal, y en específico, en piel de cabeza de puerco. Esto se realizará tomando en cuenta los principios teóricos de metrología en tejido biológico [CITA].

## 2.3. Protocolo de pruebas

Dada la naturaleza de las mediciones a realizar, es importante el conocer las características de la muestra a medir. A continuación se muestran las características de la muestra a medir (cabeza de puerco), así como los requerimientos que esta cumple.

### 2.3.1. Caracterización de la muestra

La cabeza de puerco que se eligió con esa edad y dimensiones considerando el número de pruebas a realizarse y la consistencia de la piel de un puerco adulto. Este animal fué seleccionado dadas las similitudes que existen con la piel y cuerpo humano [24]. En la Tabla 2.1 se muestran las características de la cabeza de puerco.

Tabla 2.1: Dimensiones, pesos y edad de la cabeza del puerco

<b>Características de la muestra</b>	
Parte del animal	Cabeza de puerco
Edad	6 meses
Peso del animal	87 kg
Peso de la parte	1.8 kg
Dimensiones (mm)	<b>Largo:</b> 480
	<b>Ancho:</b> 110
	<b>Alto:</b> 100
Certificación TIF	Si

Es importante mencionar que la cabeza de puerco cuenta con la certificación Tipo Inspección Federal, la cual es un reconocimiento de calidad que otorga la SAGARPA, a través del Servicio Nacional de Sanidad, Calidad e Inocuidad Agroalimentaria (SENASICA).

### 2.3.2. Instrumentos de medición

En la Tabla 2.2, se muestran los equipos utilizados para realizar las mediciones que se reportan en el presente capítulo.

Tabla 2.2: Instrumentos para la medición

Instrumento	Cantidad	Características
Dinamómetro digital	1	PASCO Scientific CI-6537 force sensor
Vernier analógico	2	Metromex 333-P de plástico con un rango de medición máximo de 5 mm
Luz láser	1	TEKCOPLUS DSTK-110
Soporte universal	3	Varilla de 60 cm y base lisa de 20 X 14 cm
Bisturí	1	Zamsa modelo zs-05-1105

El uso y montaje de los instrumentos serán explicados en la Sección 2.4.

### 2.3.3. Procedimiento

Con una muestra fija a medir se realizó, de forma general, el protocolo para la medición de pruebas, el cual esta compuesto por tres etapas que inician en el montaje de la muestra, el número de pruebas a realizar y la adquisición de datos. En la Figura 2.1 se muestra el diagrama de flujo para dicho protocolo.

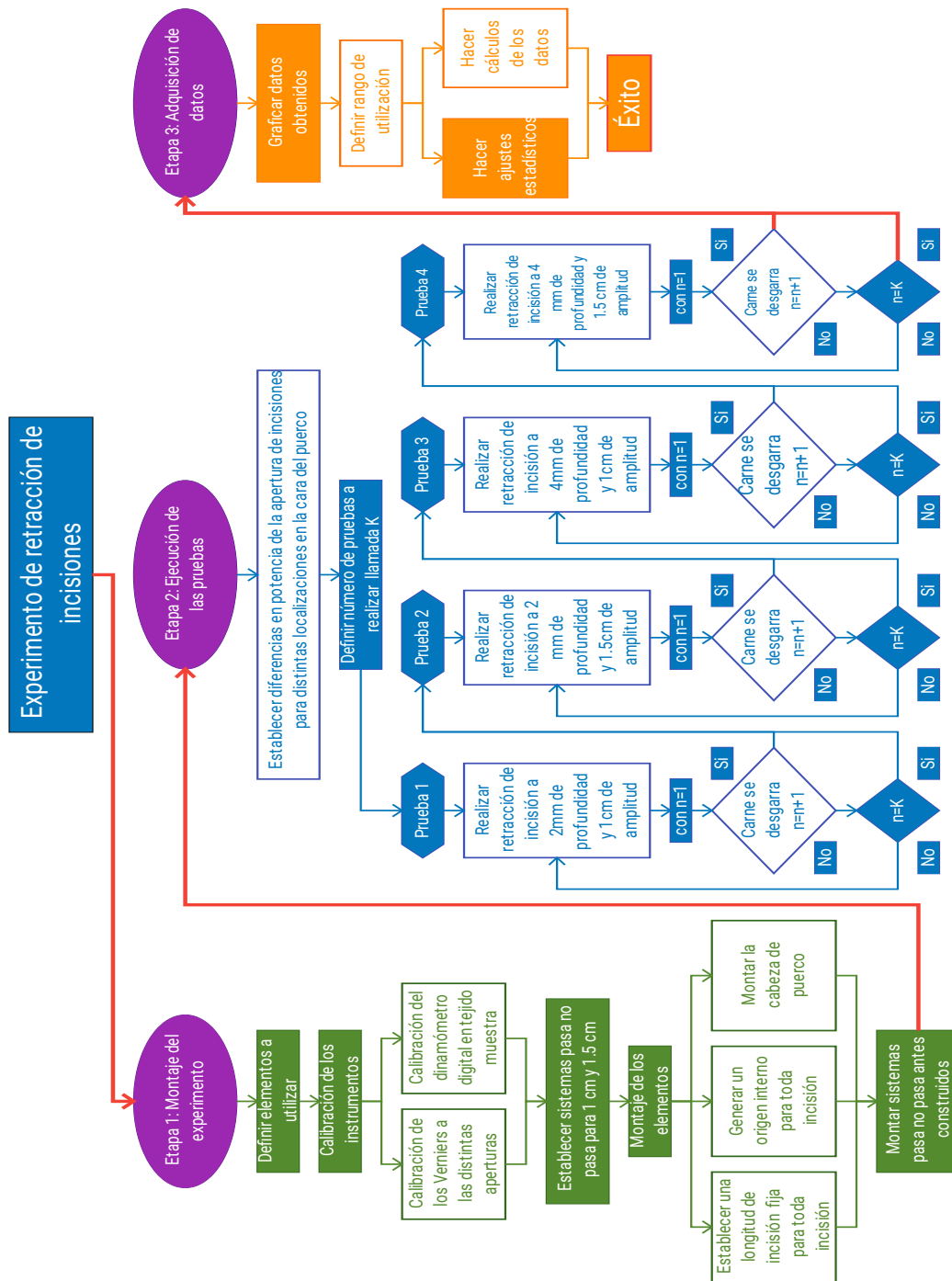


Figura 2.1: Protocolo de experimentación

## 2.4. Arreglo experimental

Se realizaron 9 pruebas o incisiones a diferentes localizaciones en media cabeza de puerco (Figura 2.2). El puerco tenía aproximadamente 6 meses de edad y dos días de ser sacrificado.



Figura 2.2: Media cabeza de puerco utilizada

Las incisiones realizadas para las 9 pruebas tuvieron una longitud de 2 cm y dependiendo de la prueba la incisión requerida se alejaba del aparato ocular del animal.

La media cabeza de puerco, para mantenerla fija, fue colocada sobre tres soportes universales. A dichos soportes se les colocó un vernier analógico con una longitud fija (establecida para las distintas amplitudes requeridas) como muestra la Figura 2.3.



Figura 2.3: Montaje de la cabeza en los soportes universales

Para mantener los parámetros fijos para la apertura de la incisión, se colocó una luz láser en la mitad de la incisión realizada (Figura 2.4). Dicha luz mantenía el origen de las mediciones realizadas.

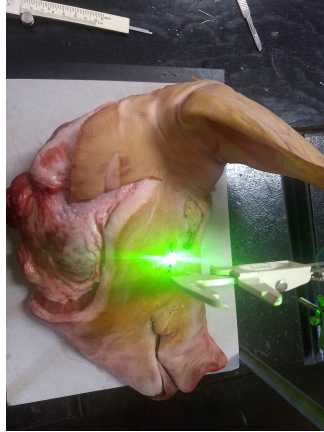


Figura 2.4: Luz láser que fijaba el origen de la incisión

Los parámetros para fijar la incisiones se consideraron para mantener inmóvil la media cabeza de puerco y las incisiones a realizar.

### 2.4.1. Apertura de las incisiones

Las incisiones fueron retraídas por un gancho a longitudes establecidas desde el origen y desplazándose en un eje coordinado. Dichas incisiones tuvieron 4 parámetros de diferenciación, variando en la amplitud (1 cm y 1.5 cm) y la profundidad (2 mm y 4 mm). Esta apertura tiene como intención medir las potencias necesarias para abrir y mantener la incisión abierta las amplitudes requeridas a distintas profundidades.

Para la medición de las potencias, se utilizó un dinamómetro digital marca *PASCO Scientific CI-6537 force sensor* mostrado en la Figura 2.5, el cual transmitía los datos a una interfaz que mostraba los puntos de potencia a un tiempo de 0.5 s.



Figura 2.5: Dinamómetro digital

## 2.5. Resultados

Una vez realizadas las mediciones, se caracterizaron los datos y se muestran a continuación.

### 2.5.1. Parametrización de los datos

Debido a la naturaleza del dinamómetro digital, los datos obtenidos no pueden ser considerados en su totalidad. Como se muestra en la Figura 2.6, los datos totales obtenidos en una prueba muestran el inicio de la retracción de la incisión así como la relajación de la misma.

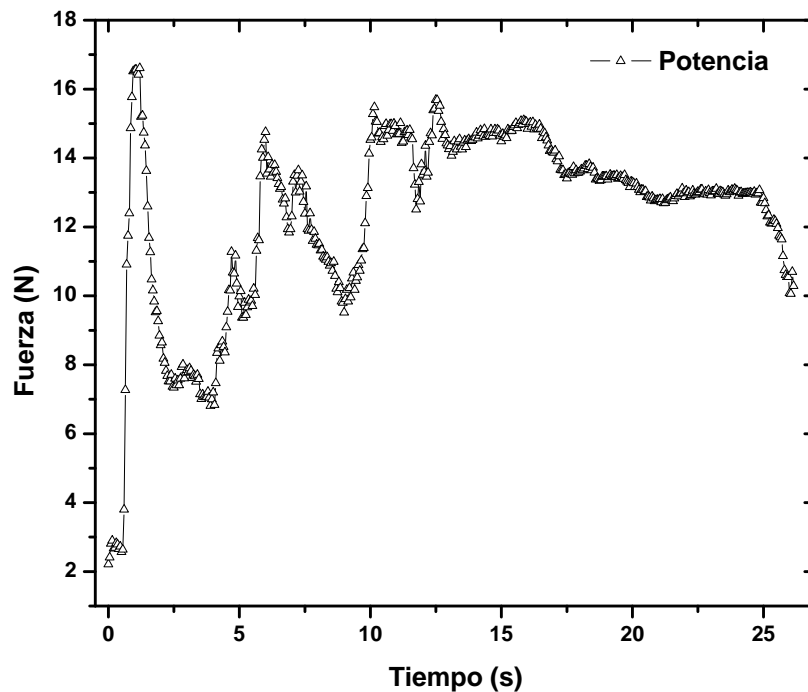


Figura 2.6: Potencias medidas durante todo el proceso de apertura de la incisión

La Figura 2.6 muestra el proceso de apertura en tiempo desde su inicio hasta el final, por ello dichos datos no podrían ser sujetos a análisis debido a que la intención de este trabajo es conocer los parámetros de potencia necesarios para mantener la apertura de incisión a una amplitud determinada.

Es por estos motivos que se decidió realizar el análisis de los datos estadísticos a un intervalo de tiempo fijo para las 9 pruebas realizadas. Dicho tiempo se inicia en el segundo 13 y termina en el segundo 24. El intervalo fue definido debido a que es el tiempo que la gráfica muestra una mayor estabilidad y por tanto se asume que el sistema realiza el proceso necesario para medir, sin agentes externos que alteren los datos.

## 2.5.2. Localización de la incisión

Dada la naturaleza biológica del puerco, existirán distintas fuerzas necesarias para mantener retraída a una longitud deseada una incisión. Es por este motivo que se realizaron incisiones en distintas zonas de la cara del puerco.

Cada incisión tiene un alejamiento de 5 cm entre ellas. La primera incisión se realizó en la zona intermedia del aparato nasal con la cavidad ocular ya mostrada en la Figura 2.2. En la Figura 2.7 se muestran los datos experimentales obtenidos.

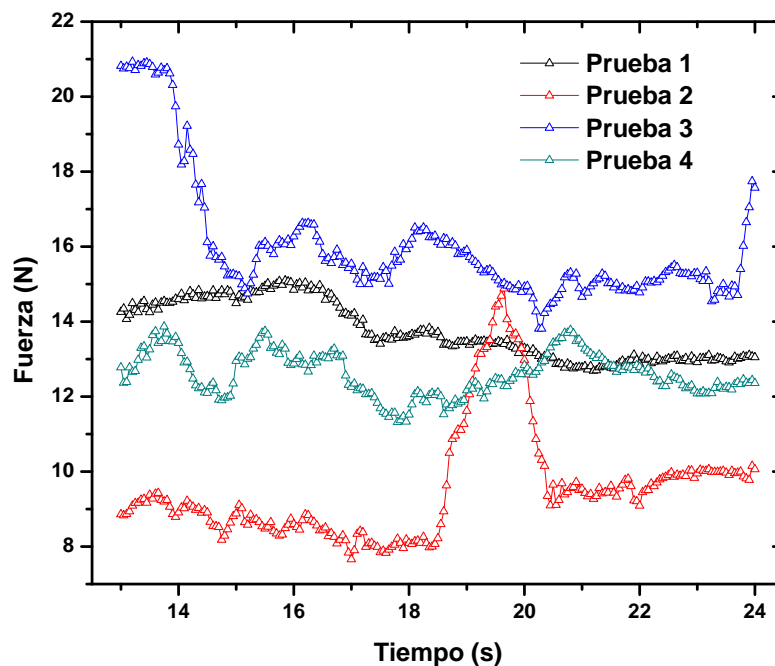


Figura 2.7: Pruebas de distintas incisiones a diferentes localizaciones a una amplitud de incisión de 1 cm con 2 mm de profundidad

La Figura 2.7 muestra los valores puntuales de potencia recolectados para las cuatro pruebas realizadas a este tipo de incisión, en ella se puede apreciar las variaciones de fuerzas puntuales para cada una de ellas.

Con esta gráfica se concluye que existen muchas variaciones de fuerza para esta profundidad en relación a la posición (teniendo una fuerza mínima de 9 N y una máxima de 21 N). Las variaciones son considerables teniendo en cuenta el tamaño de apertura de la incisión y por tanto sólo se tomó una prueba para el análisis estadístico. Dicha prueba seleccionada fue la prueba 1 dado que esta tiene la localización en la que habitualmente se realizan las incisiones para Dacriocistorrinostomías [31].

A partir de la Figura 2.7 se determinó disminuir el número de pruebas a realizar a la mitad debido que el análisis estadístico se realizaría con aquellas incisiones que simulen las realizadas en operaciones de Dacriocistorrinostomías.



### 2.5.3. Desgarre de la piel por las fuerzas aplicadas

Cuando se aplica una fuerza a un tejido biológico este puede adaptarse a dichas fuerzas comportándose como un material elástico [CITA]. Cuando las fuerzas aplicadas superan los límites de flexibilidad, el tejido se rompe y pierde sus propiedades elásticas. Lo anterior se muestra en la Figura 2.8.



Figura 2.8: Incisión desgarrada al tratar de mantener los requerimientos

Dado que el propósito de este trabajo de tesis es el encontrar las fuerzas necesarias para mantener retraída una incisión durante un periodo de tiempo determinado, el tejido deberá comportarse en todo momento como un material elástico. Los datos experimentales obtenidos, mostrados en la Figura 2.9, fueron recabados con los requerimientos deseados, resultaron poco útiles debido a la inestabilidad que se generó en el dinamómetro digital.

Desgarre de la piel a una amplitud de 1.5cm con 2mm de profundidad

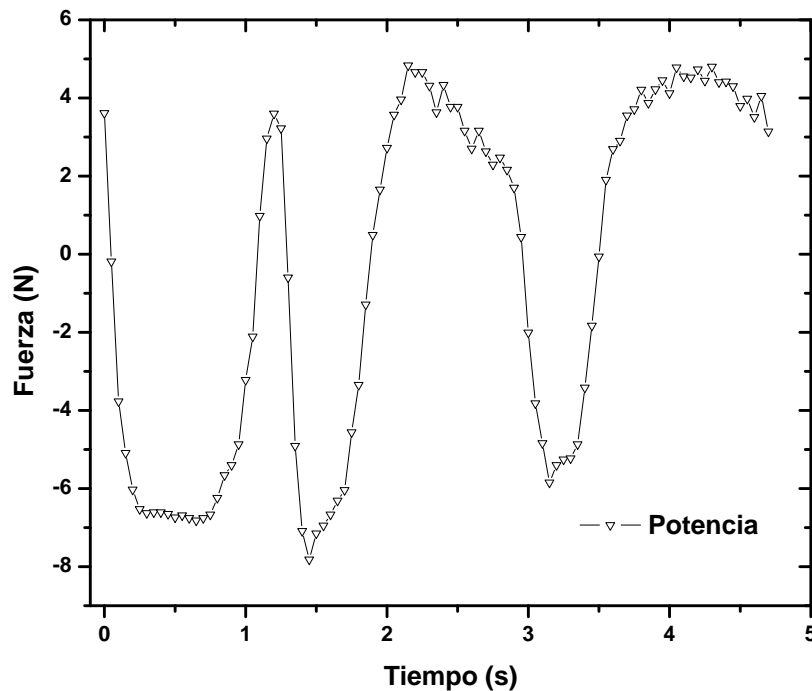


Figura 2.9: Desgarre de la piel a una amplitud de 1.5cm con 2mm de profundidad

### 2.5.4. Incisiones dentro de la orbita ocular

Se realizaron pruebas con la misma amplitud, profundidad y dentro de la cavidad ocular determinada. En la Figura 2.10 se muestran los datos experimentales obtenidos.

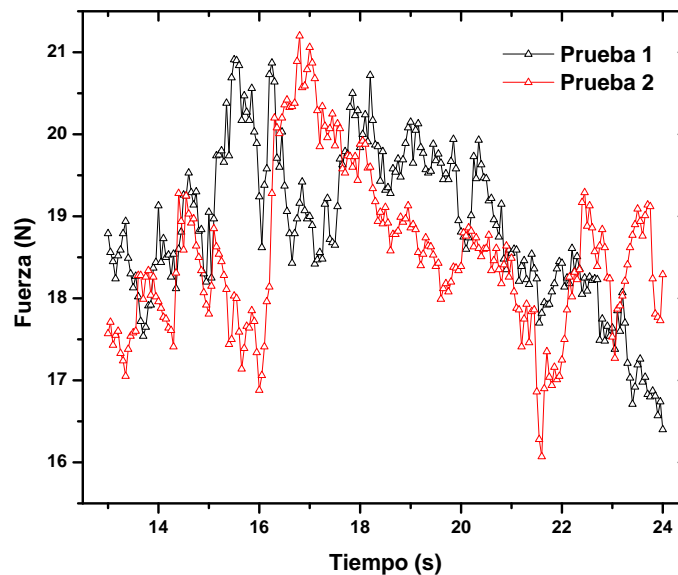


Figura 2.10: Pruebas de distintas incisiones a 1 cm de amplitud y 4 mm de profundidad

Para este tipo de incisión la lejanía con la zona de operación para Dacriocistorrinostomías no varía demasiado, obteniendo valores similares para el rango de tiempo determinado. Así mismo se muestra una un maximo de fuerza de 21 N con un mínimo de 18.5. En la Figura 2.11 se muestran los datos experimentales obtenidos para el mismo procedimiento a diferente profundidad.

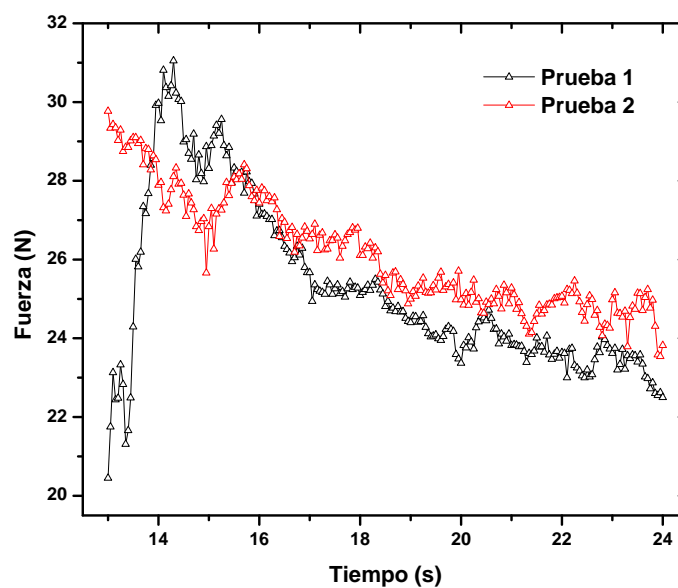


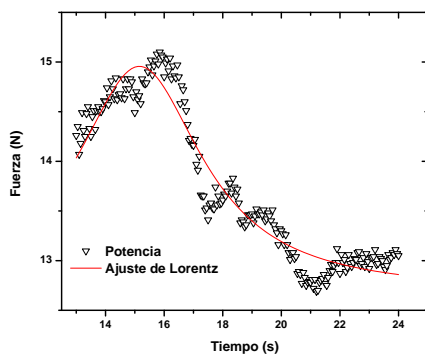
Figura 2.11: Pruebas de distintas incisiones a 1.5 cm de amplitud y 4 mm de profundidad

Para esta prueba se tiene una fuerza máxima de 31 N y una mínima de 20.5 N para mantener la apertura deseada y al igual que en la Sección ?? la lejanía con la zona de operación para Dacriocistorrinostomías no varía demasiado, obteniendo valores similares en un rango de tiempo determinado.

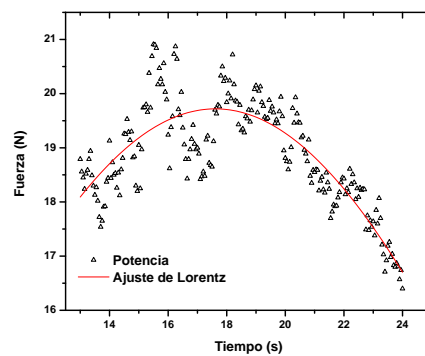
Las Figuras 2.10 y 2.11 muestran poca diferencia porcentual entre las fuerzas necesarias para mantener las mismas amplitudes y profundidades, por lo que se asume que las fuerzas de apertura necesarias para mantener retraída una incisión serán similares.

## 2.6. Análisis de datos

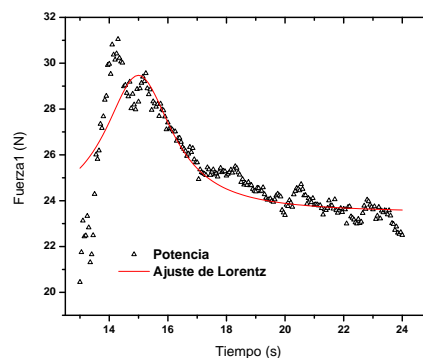
Como se ha mencionado en las secciones anteriores, las pruebas realizadas se redujeron para su análisis estadístico, teniendo tres pruebas principales a analizar (Figura 2.12). Dichas pruebas serán para las variaciones de amplitud y profundidad. Se eliminó la prueba de amplitud a 1.5 cm de amplitud con 2mm de profundidad debido a que la piel del puerco se desgarró (Figura 2.8), quedando 3 gráficas para analizar.



(a) Prueba 1



(b) Prueba 3



(c) Prueba 4

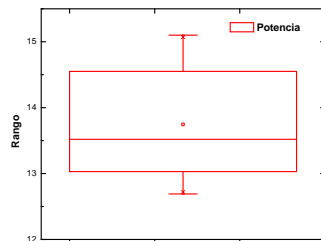
Figura 2.12: Ajuste de Lorentz para la prueba experimental. (a) Incisión a 1 cm de amplitud con 2 mm de profundidad. (b) Incisión a 1 cm de amplitud con 4 mm de profundidad. (c) Incisión a 1.5 cm de amplitud con 4 mm de profundidad

Los datos analizados están en relación con la potencia necesaria para mantener la amplitud requerida durante el experimento, y su análisis se centra en determinar la fuerza promedio y máxima para así poder definir la métrica de fuerza en apertura de incisiones en tejido animal. Estas pruebas tienen los siguientes valores promedios determinados.

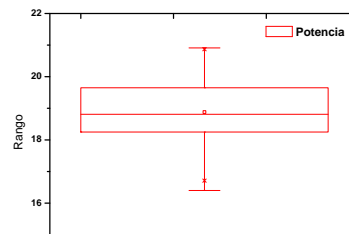
Tabla 2.3: Pruebas realizadas para el experimento en el que se contabilizaron 221 eventos

Fuerzas obtenidas para cada prueba							
No. de prueba	Promedio	Desviación estandar	Varianza	Kurtosis	Mediana	Máximo	Mínimo
P1	13.74529	0.76547	0.58595	-2.5806	13.52	15.1	12.69
P2	Se desgarró la piel						
P3	18.88036	0.96741	0.93588	-3.2372	18.81	20.91	16.4
P4	25.26041	2.17057	4.71137	-2.6636	24.55	31.05	20.45

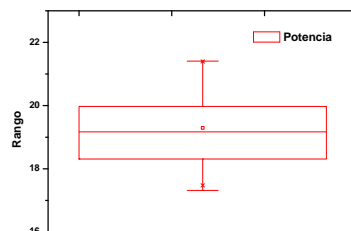
Con este ajuste se detemernina que la fuerza promedio necesaria para mantener la apertura a distintas amplitudes. Para la retracción a 1 cm con 2 mm de profundidad se observa una variación de la media con el valor máximo adquirido es de 1.355 N y con esto se tiene una variación entre parámetros de 9.8 % (Figura 2.12(a)). Para la Figura 2.12(b) existe una variación de la media con el valor máximo adquirido de 2.03 N y con esto se tiene una variación entre parámetros de 10.7%. Finalmente, la Figura 2.12(c) tiene una variación de la media con el valor máximo adquirido de 5.79 N y con esto se tiene una variación entre parámetros de 20%. Esto está mostrado en la Figura 2.13.



(a) Prueba 1



(b) Prueba 3



(c) Prueba 4

Figura 2.13: Rango de fuerza para cada prueba

### 2.6.1. Análisis de la curva promedio

Teniendo las tres fuerzas, se generó un promedio punto a punto de las fuerzas medidas durante el mismo intervalo. Dichos promedios se muestran en la Figura 2.14.

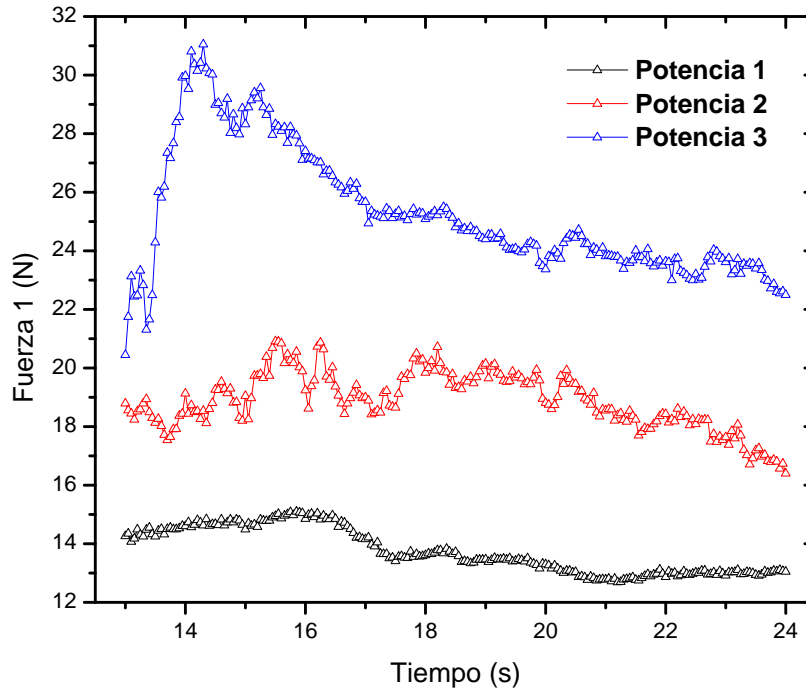


Figura 2.14: Ajuste de Lorentz para la prueba experimental

Tabla 2.4: Pruebas realizadas

Fuerza promedio de las tres pruebas							
Total de Eventos	Promedio	Desviación estandar	Varianza	Kurtosis	Mediana	Máximo	Mínimo
221	19.29535	1.10309	1.2168	-2.6835	19.17	21.4066	17.3166

Con los datos experimentales analizados, se generan las siguientes suposiciones.

1. Los datos experimentales totales medidos para cada prueba no pueden ser utilizados, esto debido a que estos están en relación con el tiempo y su inicio de medición comprendió desde el punto cero de retracción, pasando por el mantener la incisión abierta el área requerida, hasta la relajación del tejido en donde se termina la retracción del mismo (Figura 2.6).

Los datos experimentales deberán ser conteplados en un periodo de tiempo definido y, para este trabajo, se contempló el periodo de tiempo en el que la apertura de la incisión tuviera una mayor estabilidad.

2. Los datos experimentales están considerando que se trabaja con el material (la piel) como un elemento flexible, dado que en el punto que el material se desgarró, la práctica se detenía. Por tanto, los datos experimentales mostrados son exclusivamente para materiales elásticos.
3. La distribución de Lorentz se definió como el ajuste a utilizar debido a que su moda y mediana están bien definidos, así mismo para la utilización para el análisis de eventos independientes e idénticamente distribuidos.

## 2.7. Replicación y validación del experimento

Con los resultados experimentales obtenidos, el experimento descrito en la Sección 2.4 fue replicado con una cabeza de puerco distinta a la utilizada para el primer experimento. Las características de la cabeza del puerco están mostradas en la Tabla 2.5.

Tabla 2.5: Características del puerco para el experimento de replicación

<b>Características de la muestra</b>	
Parte del animal	Cabeza de puerco
Edad	6 meses
Peso del animal	92 kg
Peso de la parte	2.1 kg
Dimensiones (mm)	<b>Largo:</b> 501
	<b>Ancho:</b> 130
	<b>Alto:</b> 119
Certificación TIF	Si

Los instrumentos de medición utilizados fueron los mismos que fueron descritos en Tabla 2.2. Los datos estadísticos muestran una diferencia de 2 N en el valor promedio.

Tabla 2.6: Pruebas replicadas para la Figura 2.15

<b>Fuerza promedio de las tres pruebas</b>							
No. de prueba	Promedio	Desviación estandar	Varianza	Kurtosis	Mediana	Máximo	Mínimo
P1	15.71452	1.39578	1.94821	-2.962	15.85	19.28	12.35
P2	20.98881	2.16292	4.67821	-3.2468	21.195	21.195	12.43
P3	30.06311	1.12091	1.12091	-4.5228	30.255	33.83	23.84

Los datos medidos para las distintas incisiones son mostrados en la Figura 2.15.

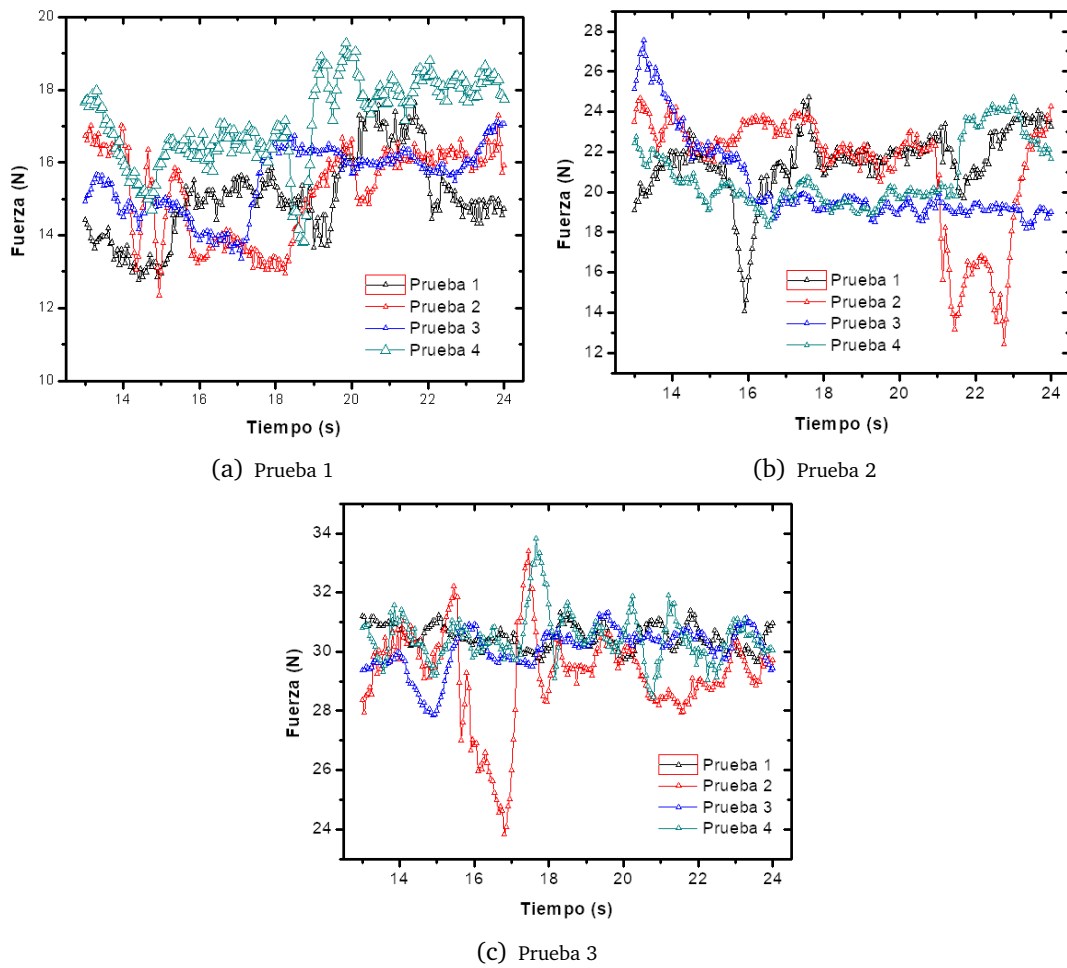


Figura 2.15: pruebas para la replicación del experimento

La Figura 2.15 muestran las cuatro pruebas realizadas, los datos estadísticos son mostrados en la prueba 1 de la Tabla 2.6. Los datos obtenidos muestran las mediciones realizadas para las 4 pruebas, los cuales no muestran una gran diferencia a los obtenidos en la Sección 2.6.

### 2.7.1. Validación

Dado que este experimento se basa en restricciones teóricas que permiten la construcción de un modelo matemático.

Es por este motivo que la validación de los datos obtenidos consistió en retratar la incisión de una nueva cabeza de puerco, bajo el mismo procedimiento de retracción realizado en la sección 2.3.3, mediante una fuerza definida para así poder medir la longitud que la incisión fue retraída. Las fuerzas en las que el experimento fueron retraídas son las fuerzas promedio medidas anteriormente.

La Tabla 2.7 muestra las longitudes obtenidas después de retratar la incisión a una fuerza definida.

Tabla 2.7: Variables related to the experimental forces measured

<b>Incision force retraction (length-depth)</b>	<b>Experiment 1</b>	<b>Experiments 2</b>
<b>13.74 N (1 cm - 2mm)</b>	1.28 cm	1.02 cm
<b>18.88 N (1 cm - 4mm)</b>	1.2 cm	1.14 cm
<b>25.26N (1.5 cm - 4mm)</b>	1.41 cm	1.62 cm

Tanto la replicación del experimento como la validación fueron realizadas con distintas cabezas puerco distintas. Dado que los datos experimentales obtenidos varían muy poco entre ellos, se puede concluir que el procedimiento es replicable y proporciona la información necesaria de fuerza y longitud para la construcción del Sistema Robótico de retracción.

## 2.8. Conclusiones

Se puede concluir que en las gráficas antes mostradas, no es posible realizar aperturas de incisiones que permitan que el tejido se comporte como un material elástico a profundidades de 2 mm teniendo 1.5 cm de amplitud, debido a que el tejido se desgarra como fué mostrado en la Figura 2.7.

Dentro del periodo de tiempo definido para el análisis de los datos se pudo observar que la insición en distintas zonas de la cara generan fuerzas mayores a medida que se va alejando de la nariz del animal. Con esto se concluye que los datos estadísticos encontrados son válidos solo en la zona intermedia entre el ojo y la nariz. Con los datos experimentales obtenidos de la Figura 2.14, se puede observar una relación casi lineal con de incremento con la fuezas en relación con el tiempo obtenidas para cada apertura. En específico para la Figura 2.14, la potencia uno con la potencia dos muestran dicho comportamiento que se hace consistente con el comportamiento de un material elástico.

Dada las condiciones de apertura, se puede establecer un rango de tolerancia para la estabilidad de la misma. Dichos valores tendrían como mínimo el valor promedio para cada análisis y como su máximo el dato con mayor fuerza medido. Esto debido a que ambos muestran poca variación porcentual entre sí y que ambos garantizarían una mejor estabilidad de apertura.