



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

**UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA
EN INGENIERÍA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS**

U P I I T A

“Prototipo simulador de cistoscopia flexible”

**Que para obtener el título de
“Ingeniero en Biónica”**

Presentan los alumnos:

**Cabrera Benítez Biaani de Belén
García Hernández Eduardo**

Asesores

**Dr. Rafael Santiago Godoy
M.C. José Gonzalo Solís Villela
M.C. Ricardo Roberto Horta Olivares**



México, Ciudad de México, a 09 de diciembre de 2021



Autorización de uso de obra

Instituto Politécnico Nacional

Presente


Bajo protesta de decir verdad los que suscriben Biaani de Belén Cabrera Benítez y Eduardo García Hernández (se anexa copia simple de identificación oficial), manifiestan ser autores y titulares de los derechos morales y patrimoniales de la obra titulada "PROTOTIPO SIMULADOR DE CISTOSCOPIA FLEXIBLE", en adelante "La Tesis" y de la cual se adjunta copia, por lo que por medio del presente y con fundamento en el artículo 27 fracción II, inciso b) de la Ley Federal del Derecho de Autor, otorgan a el Instituto Politécnico Nacional, en adelante El IPN, autorización no exclusiva para comunicar y exhibir públicamente total o parcialmente en medios digitales, Plataforma de la Dirección de Bibliotecas del IPN y/o consulta directa en la Coordinación de Biblioteca de la UPIITA "La Tesis" por un periodo de 5 años contado a partir de la fecha de la presente autorización, dicho periodo se renovará automáticamente en caso de no dar aviso expreso a "El IPN" de su terminación.


En virtud de lo anterior, "El IPN" deberá reconocer en todo momento nuestra calidad de autores de "La Tesis".

Adicionalmente, y en calidad de autores y titulares de los derechos morales y patrimoniales de "La Tesis", se manifiesta que la misma es original y que la presente autorización no contraviene ninguna otorgada por el suscrito respecto de "La Tesis", por lo que deslindamos de toda responsabilidad a El IPN en caso de que el contenido de "La Tesis" o la autorización concedida afecte o viole derechos autorales, industriales, secretos industriales, convenios o contratos de confidencialidad o en general cualquier derecho de propiedad intelectual de terceros y asumo las consecuencias legales y económicas de cualquier demanda o reclamación que puedan derivarse del caso.

Ciudad de México, a 01 de febrero de 2022.

Atentamente


Biaani de Belén Cabrera Benítez


Eduardo García Hernández



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN
INGENIERÍA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS
UPIITA




PROTOTIPO SIMULADOR DE CISTOSCOPIA FLEXIBLE

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

“INGENIERO EN BIÓNICA “

PRESENTAN LOS ALUMNOS:



Eduardo García Hernández
Nombre y firma del alumno


Bianca de Belén Cabrera Benítez
Nombre y firma del alumno


ASESORES:



Ricardo Roberto Horta Olivares
Nombre y firma
del asesor


RAFAEL SANTIAGO
Nombre y firma
del asesor


José Roberto Solís Villera
Nombre y firma
del asesor

SINODALES:


Adrián Morales Blas
Nombre y firma
del presidente


Ricardo Roberto Horta Olivares
Nombre y firma
del secretario

CIUDAD DE MÉXICO A 01 DE FEBRERO DEL 2022



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA
EN INGENIERÍA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS

UPIITA

“Prototipo simulador de cistoscopia flexible”

Que para obtener el título de

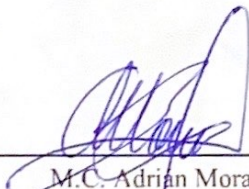
“Ingeniero en Biónica”

Presentan los alumnos:

Cabrera Benítez Biaani de Belén

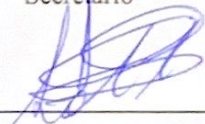
García Hernández Eduardo

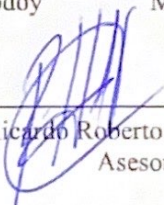
Sinodales


M.C. Adrian Morales Blas
Presidente


Dr. Gerardo Alejandro Valentino Orozco
Secretario


Dr. Rafael Santiago Godoy
Asesor


M.C. José Gonzalo Solís Villela
Asesor


M.C. Ricardo Roberto Horta Olivares
Asesor



México, Ciudad de México, a 09 de diciembre de 2021



Agradecimientos

Agradecemos al Instituto Politécnico Nacional (IPN) y la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Tecnologías Avanzadas (UPIITA) por dejarnos formar parte de esta gran institución, brindándonos una formación de calidad, darnos experiencias de aprendizaje y ser la base de nuestro futuro.

Agradecemos a nuestros asesores Dr. Rafael Santiago Godoy, M. en C. José Gonzalo Solís Villela y M. en C. Ricardo Roberto Horta Olivares por su apoyo y confianza.

Al Sr. Alberto León por ayudarnos de manera altruista en la construcción de la adaptación del sistema electromecánico.

Finalmente extendemos el agradecimiento a aquellas personas que nos dieron su apoyo y sus consejos para la realización de este proyecto, especialmente a Rodolfo Barrón León y Arturo Marmolejo Hernández.



Dedicatoria Biaani de Belén Cabrera Benítez

Dentro de los retos que se me han presentado en la vida, sin duda alguna mi recorrido en UPIITA ha sido el más grande. En el cual, no solo obtuve conocimientos de ingeniería, si no que también me enseñó a enfrentar mis miedos, además de reconocer y celebrar mis triunfos por más pequeños que estos fueran.

Le dedico este logro a mi familia, primero que nada, a mis padres José Luis Cabrera Toledo y Guillermina Benítez Ambrosio, porque gracias a ellos y a su motivación diaria pude creer en mi y en que todo es posible si te lo propones y luchas por ello. Hoy, creo firmemente que la mayor herencia que me pueden dejar, es el conocimiento. Además, no importaba qué tan difícil fuera mi día, siempre encontraban la manera de recordarme cuán amada y afortunada soy, con el simple hecho de recibir una llamada cada noche y escuchar sus voces únicamente para asegurarse de que ya estaba en casa sana y salva.

A las dos personas más inteligentes y dedicadas que conozco, mis hermanos José Luis Cabrera Benítez y Aranza del Carmen Cabrera Benítez, quienes han sido mi motor, motivación y apoyo desde que tengo memoria, les quiero agradecer y dedicar cada uno de mis logros, los amo con todo mi corazón hoy y siempre.

De igual manera quiero agradecer a mi compañero de tesis Eduardo García Hernández, por confiar en mi como equipo y como amiga, por enseñarme tantas cosas y por siempre creer en que somos capaces de lograr todo lo que nos propongamos. Estoy segura de que llegarás muy lejos, eres un ingeniero increíble, te admiro y aprecio colega.

Un muy especial agradecimiento a la persona que estuvo a mi lado desde el primer hasta el último día de la carrera universitaria, Rodolfo Barrón León, gracias por siempre impulsarme a creer en mi, por verme con esos ojos de admiración y amor, por demostrarme que soy capaz de lograr todos mis sueños y finalmente gracias por siempre estar ahí cuando las cosas no iban bien, por brindarme un abrazo y palabras de aliento.

También quiero agradecer a mi segunda familia, Sr. Alberto León por brindarnos su ayuda en la ejecución del sistema electromecánico, al Sr. Rodolfo Barrón Méndez y a la Sra. Eva Laura León Chávez por el apoyo y cariño que me brindaron cada día, pues me hacían sentir en casa aunque la mía estuviera a kilómetros de distancia.

A mis amigos que hicieron los días dentro y fuera de la escuela más divertidos, ayudando a deshacerme del estrés y distraerme cuando lo necesitaba. Gracias Ana María García, Arturo Pérez, Irving Juárez, Mauri Ramos y Akatzin Baldovinos.

Finalmente me dedico esto a mi, porque hoy reconozco mis capacidades como ingeniera biónica egresada con mención honorífica. Dándome cuenta de que, el sin fin de noches de desvelo y las lágrimas derramadas ya sea por emoción o frustración, valieron la pena, demostrándome a mi misma lo fuerte y talentosa que soy. Este es un sueño cumplido, pero voy por más, de aquí hasta alcanzar las estrellas.

Biaani de Belén Cabrera Benítez.



Dedicatoria Eduardo García Hernández

Dedico esta tesis a mi familia, por su sacrificio y esfuerzo durante todos estos años, agradezco por el cariño y el apoyo otorgado. Agradezco a mis padres Arnulfo García Santiago y Hortencia Hernández Mayo por criarme con todo el cariño y amor, inculcarme valores y priorizar mi educación. Agradezco a mi hermana Mariana Garcia Hernandez por siempre apoyarme y alentarme.

Agradezco a mi compañera Biaani de Belén Cabrera Benítez por el esfuerzo durante este proyecto, por no rendirse y siempre cumplir con los retos que esta tesis impuso.

Me agradezco a mí mismo por haber cumplido mis metas y propósitos, por no rendirme ni decaer en el camino.

Eduardo Garcia Hernandez.



Índice

Glosario	14
Resumen	15
<i>Abstract</i>	16
Hipótesis	17
Capítulo 1. Introducción	1
Capítulo 2. Planteamiento del problema	2
2.1 Estado del arte	3
2.2 Justificación	5
2.3 Objetivos	7
Capítulo 3. Marco Teórico	8
3.1 Aparato Genitourinario	8
3.1.1 Funcionamiento general del aparato urinario	8
3.1.2 Hiperplasia prostática benigna (HPB)	9
3.1.3 Anatomía de la uretra masculina	9
3.1.4 Anatomía de la vejiga masculina	11
3.2 Parámetros fisiológicos uretrales	11
3.2.1 Perfil de presión urológica	12
3.2.2 Perfil de presión urológica con HPB	13
3.2.3 Coeficiente de fricción	13
3.2.4 Fuerza de fricción	14
3.3 Cistoscopia flexible	14
3.4 Háptica y sus especificaciones técnicas	15
3.5 Torque	16
3.6 Definición de motor	16
3.6.1 Servomotor	16
3.7 Microcontrolador	17
3.8 Controlador	17
3.15.1 Controlador PI	17
3.9 Software de modelado 3D	18
Capítulo 4. Desarrollo Experimental	19
4.1.1 Estimación de función referencia	19
4.1.1.1 Estimación de Fuerza de Fricción	20
4.1.2 Selección de motor	22



4.1.2 Selección de sensores	25
4.1.2.1 Encoder rotatorio incremental	25
4.1.2.2 Joystick	27
4.1.3 Selección de microcontrolador	27
4.1.4 Modelado del sistema	29
4.1.4.1 Ecuación característica del motor	30
4.1.4.2 Diagrama de bloques y su Función de Transferencia	31
4.1.4.3 Obtención de ganancias del controlador	32
4.1.4.4 Modelado y simulación de sistema	33
4.1.4.4 Implementación de controlador	37
4.1.5 Acondicionamiento de sensores y actuadores	43
4.1.5.1 Adaptación de acondicionamiento de sensores y actuadores a un microcontrolador	44
4.1.6 Diseño del Modelo 3D	48
4.1.6.1 Ambientación	50
4.1.7 Programación del entorno virtual	51
4.1.7.2 Flujo de escena principal	51
4.1.7.2 Movimiento del cistoscopio	53
4.1.7.3 Detección de posición y cálculo de corriente	54
4.1.7.4 Comunicación serie entre microcontrolador y entorno virtual	54
4.1.8 Diseño y construcción de mecanismo electromecánico de simulador y maneral de cistoscopio	56
4.2 Análisis e Interpretación de resultados	64
4.2.1 Unión de fase electromecánica con fase virtual	64
Capítulo 5. Conclusiones	73
Capítulo 6. Recomendaciones y/o sugerencias para investigaciones futuras.	74
Capítulo 7. Bibliografía	75
Anexos	78
Anexo A	78
Anexo B	78
Anexo C	82
Anexo D	84
Anexo E	84
Anexo F	85

Índice de figuras

Ilustración 1. Sistema genitourinario [17].	9
Ilustración 2. Anatomía de la uretra masculina [22].	10
Ilustración 3. Perfil de presión uretral según la posición erecto o supino [26].	12
Ilustración 4. Perfil de presión uretral típica de la zona prostática y membranas en pacientes con HPB [26].	13
Ilustración 5. Fuerza de fricción ejercida sobre el catéter según la distancia a partir del cuello de la vejiga [24].	14
Ilustración 6. Elementos que integran un sistema háptico [30].	15
Ilustración 7. Perfil de presión uretral paciente sano.	19
Ilustración 8. Perfil de presión uretral paciente con HPB.	20
Ilustración 9. Estimación de fuerza de fricción entre pared uretral y vaina del cistoscopio en un paciente sano.	21
Ilustración 10. Estimación de fuerza de fricción entre pared uretral y vaina del cistoscopio en un paciente con HPB.	21
Ilustración 11. Servomotor Dynamixel MX-64-AR (Protocolo 2.0) [47].	24
Ilustración 12. Gráficas obtenidas del motor a partir de la relación entre velocidad, eficiencia, corriente y torque respectivamente [47].	25
Ilustración 13. Encoder rotativo incremental LPD3806-600BM [49].	26
Ilustración 14. Joystick [50].	27
Ilustración 15. Tarjeta Arduino UNO [51].	28
Ilustración 16. Esquema háptico bidireccional que describe por bloques un simulador de cistoscopia flexible.	29
Ilustración 17. Circuito equivalente del motor de CC [52].	30
Ilustración 18. Diagrama de bloques propuesto del controlador de corriente del sistema [53].	31
Ilustración 19. Diagrama de bloques con simplificación de función de transferencia del sistema.	32
Ilustración 20. Diagrama de bloques del sistema completo simulado en Simulink.	33
Ilustración 21. Diagrama de bloques del subsistema de Control.	34
Ilustración 22. Diagrama de bloques del subsistema de Modulación.	34
Ilustración 23. Diagrama de bloques del subsistema del Motor.	34
Ilustración 24. Gráfica de controlador de Torque implementado en paciente sano.	35
Ilustración 25. Gráfica de controlador de Corriente implementado en paciente sano.	35
Ilustración 26. Gráfica de controlador de Torque implementado en paciente con HPB.	36
Ilustración 27. Gráfica de controlador de Corriente implementado en paciente con HPB.	36
Ilustración 28. Ángulo inicial posicionado para levantar pesos y medir corriente demandada.	37
Ilustración 29. Distancia medida entre centro de motor y punto de palanca (0.041 m).	37
Ilustración 30. Gráfica de relación entre promedio de corriente instantánea en mA contra torque calculado.	39
Ilustración 31. Gráfica de relación entre promedio de corriente incremental en mA contra torque calculado.	39
Ilustración 32. Gráfica corriente incremental 100 gr.	40



Ilustración 33. Gráfica corriente instantánea 100 gr.	40
Ilustración 34. Corriente instantánea 100 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.....	40
Ilustración 35. Corriente incremental 100 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.	40
Ilustración 36. Gráfica corriente instantánea 200 gr.	40
Ilustración 37. Gráfica corriente incremental 200 gr.....	40
Ilustración 38. Corriente incremental 200 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.	41
Ilustración 39. Corriente instantánea 200 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.....	41
Ilustración 40. Gráfica corriente incremental 300 gr.....	41
Ilustración 41. Gráfica corriente instantánea 300 gr.	41
Ilustración 42. Corriente instantánea 300 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.....	41
Ilustración 43. Corriente incremental 300 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.	41
Ilustración 44. Gráfica corriente instantánea 400 gr.	42
Ilustración 45. Gráfica corriente incremental 400 gr.....	42
Ilustración 46. Corriente incremental 400 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.	42
Ilustración 47. Corriente instantánea 400 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.....	42
Ilustración 48. Gráfica corriente incremental 500 gr.....	42
Ilustración 49. Gráfica corriente instantánea 500 gr.	42
Ilustración 50. Corriente incremental 500 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.	43
Ilustración 51. Corriente instantánea 500 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.....	43
Ilustración 52. Acondicionamiento del sistema respecto a los sensores y actuadores en cuestión.	44
Ilustración 53. Diagrama de flujo del programa en Arduino UNO.....	46
Ilustración 54. Lectura de sensores con microcontrolador.	47
Ilustración 55. Modelo 3D de uretra y vejiga creado en Blender.	48
Ilustración 56. Modelo virtual 3D de sistema endourológico vista lateral.	48
Ilustración 59a. Base de color para uretra y vejiga sana.	49
Ilustración 59b. Base de color para vejiga con cistitis.	49
Ilustración 59c. Base de color para vejiga con cáncer.	49
Ilustración 62a. Mapa normal para uretra y vejiga sana.	49
Ilustración 62b. Mapa normal para vejiga con cistitis.	49
Ilustración 62c. Mapa normal para vejiga con cáncer.	49
Ilustración 63. aberración cromática desactivada (a) y activada (b).	50
Ilustración 64. Configuración del ambiente visual predeterminado (a) y personalizado (b).	50
Ilustración 65 . Diagrama de flujo de la escena principal, escena Simulación.....	52
Ilustración 66. Objeto Player en el programa Unity con los movimientos que realiza.	53
Ilustración 67. Diagrama de comunicación entre el Arduino UNO y la computadora.	54
Ilustración 68. Plano parte inamovible de pinza.....	56
Ilustración 69. Plano parte móvil de pinza.....	57
Ilustración 70. Plano ensamble de pinza.	57
Ilustración 71. Simulación en SolidWorks de pinza como mecanismo háptico vista frontal.....	58
Ilustración 72. Simulación en SolidWorks de pinza como mecanismo háptico vista posterior.....	58
Ilustración 73. Plano de cilindro lector de datos de pronación y supinación.	59
Ilustración 74. Plano de cilindro lector de datos de traslación hacia adelante y atrás.	59
Ilustración 75. Plano de embudo inductor de guía.....	60



Ilustración 76. Construcción de sistema electromecánico de prototipo simulador de cistoscopia flexible vista externa.....	61
Ilustración 77. Acondicionamiento de sensores y actuadores a un microcontrolador con impresiones de cilindros, pinza como mecanismo háptico y embudo vista isométrica.	61
Ilustración 78. Acondicionamiento de sensores y actuadores a un microcontrolador con impresiones de cilindros, pinza como mecanismo háptico y embudo vista frontal.	61
Ilustración 79. Plano de maneral de cistoscopio.	62
Ilustración 80. Construcción de maneral de cistoscopio vista lateral.....	63
Ilustración 81. Usuario sosteniendo cistoscopio realizando pruebas con joystick.....	63
Ilustración 82. Unión de mecanismo electromecánico con simulación virtual 3D de prototipo simulador de cistoscopia flexible.	64
Ilustración 83. Menú principal de interfaz gráfica de simulador.	65
Ilustración 84. Simulación de interior de uretra a través de zona esponjosa en el caso de un paciente sano.	66
Ilustración 85. Simulación de interior de uretra a través de zona prostática en el caso de un paciente sano.	66
Ilustración 86. Simulación de interior de vejiga en el caso de un paciente sano.	67
Ilustración 87. Simulación de interior de uretra a través de zona prostática en el caso de un paciente con HPB.	67
Ilustración 88. Simulación de interior de vejiga en el caso de un paciente con cistitis.	68
Ilustración 89. Simulación de interior de vejiga en el caso de un paciente con cáncer de vejiga.	68
Ilustración 90. Opciones durante simulación de interfaz gráfica de simulador.	69
Ilustración 91. Datos de usuario adquiridos durante la simulación en interfaz gráfica.	69



Índice de tablas

Tabla 1. Comparación de modelos de simulación cistoscópica.....	4
Tabla 2. Anatomía uretral masculina.	10
Tabla 3. Parámetros fisiológicos de una vejiga masculina normal [23].	11
Tabla 4. Valores de presión en los puntos indicados [26].	13
Tabla 5. Valores de fricción según el material [28].	14
Tabla 6. Comparación de Softwares de modelado y renderización 3D.	18
Tabla 7. Comparación de motores y tarjetas en ciertos casos a implementar en el prototipo.	22
Tabla 8. Características Encoder Rotativo Incremental LPD3806-600BM [49].	26
Tabla 9. Comparativa del microcontrolador a implementar en el prototipo.	28
Tabla 10. Características tarjeta Arduino UNO [51].	29
Tabla 11. Torques calculados por pesos de 100gr a 500 gr respectivamente.	37
Tabla 12. Tabulación de pruebas en corriente instantánea al motor en DYNAMIXEL Wizard 2.0.	38
Tabla 13. Tabulación de pruebas en corriente incremental al motor en DYNAMIXEL Wizard 2.0.	38
Tabla 14. Medidas de traslación realizadas en el simulador.	70
Tabla 15. Resultados de precisión y exactitud en el movimiento de traslación.	70
Tabla 16. Estimación de progreso por parte de los usuarios.	71
Tabla 17. Costo de elaboración y materiales.	71



Glosario

Cistoscopia flexible: Examinación endoscópica de la vejiga y la uretra, utilizando un cistoscopio flexible con anestesia local.

Escena: Dentro de Unity, las escenas son contenedores de objetos que pueden ser usadas para crear un menú principal, niveles individuales, y cualquier otra cosa.

Evento: Acción que es detectada por un programa. Permite interactuar con el usuario en cualquier momento de la ejecución.

FPS: *Frames per second*. Cantidad de fotogramas mostrados en un segundo.

Háptica: Ciencia y tecnología relacionada con la creación de dispositivos que proveen sensaciones de tacto en operadores humanos, esto quiere decir, que permite a los operadores sentir de forma casi real la superficie de objetos virtuales.

Hiperplasia prostática benigna (HPB): Patología manifestada cuando las células de la próstata comienzan a multiplicarse y la glándula prostática se inflama, generando mayor presión hacia la uretra, limitando el flujo de orina.

Interrupción: Eventos que hacen que el microcontrolador deje de realizar la tarea actual y pase a efectuar otra actividad.

Modelado 3D: Representación matemática de un objeto. Permite visualizar figuras, rotarlas, acercarlas, alejarlas, moverlas o generar interacciones de estas con luz u otros objetos.

Parámetro: Es una variable utilizada para recibir valores de entrada en una rutina, subrutina o método

Perfil de presión urológica: Estudio que permite medir directamente la presión intraluminal en cada punto de la uretra.



Resumen

En el presente trabajo se describe el desarrollo de un prototipo electromecánico con retroalimentación háptica conectado a un modelo 3D en computadora que simula el sistema endourológico durante una cistoscopia flexible, mostrando un escenario sano y tres patológicos, los cuales son hiperplasia prostática benigna (HPB), cistitis y cáncer de vejiga.

El comportamiento fisioanatómico del sistema es modelado matemáticamente, con el propósito de mimetizar la elasticidad y fuerza de fricción generadas por la pared del esfínter uretral con la intervención de la vaina del cistoscopio. Este modelo es utilizado en la interacción del usuario con el entorno virtual y la fase electromecánica, la cual es generada por una respuesta háptica a través de la adaptación de sensores y actuadores a un microcontrolador, aplicando un controlador de corriente-posición tomando en cuenta los parámetros correspondientes.

Finalmente, se realiza la unión del sistema electromecánico y entorno virtual, ejecutando el objetivo del prototipo.

Palabras clave: Dispositivo háptico, Simulador, Fuerza de fricción, Presión uretral, Entorno virtual, Cistoscopia flexible.



Abstract

In the present work, the development of an electromechanical prototype with haptic feedback connected to a 3D computer model that simulates the endourological system during a flexible cystoscopy is described, showing a healthy scenario and three pathological ones, which are benign prostatic hyperplasia (BPH), cystitis and bladder cancer.

The physioanatomical behavior of the system is modeled mathematically, with the purpose of mimicking the elasticity and friction force generated by the wall of the urethral sphincter with the intervention of the cystoscope sheath. This model is used in the user's interaction with the virtual environment and the electromechanical phase, which is for a haptic response through the adaptation of sensors and actuators to a microcontroller, applying a current-position controller taking into account the parameters corresponding. Finally, the union of the electromechanical system and the virtual system is implemented, executing the objective of the prototype.

Keywords: Haptic device, Simulator, Friction Force, Urethral pressure, Virtual environment, Flexible cystoscopy.



Hipótesis

Un sistema artificial puede mimetizar el proceso de cistoscopia flexible con las técnicas de la háptica.



Capítulo 1. Introducción

El trabajo desarrollado en este proyecto muestra el procedimiento de diseño y construcción de un prototipo simulador de cistoscopia flexible, el cual, funcionará como apoyo a estudiantes en urología o personal médico, para practicar dicho procedimiento médico. En primera instancia, se presenta el motivo de elección del tema, prosiguiendo a el desarrollo analítico para seleccionar los componentes precisos para desarrollar el prototipo según sus características, así como su acondicionamiento y la comunicación entre cada fase. De igual manera, se exponen los resultados obtenidos respectivamente.

En el segundo capítulo del trabajo terminal, se plantea el problema a abarcar con el desarrollo del simulador, tomando en cuenta el tiempo y los recursos necesarios para llevarlo a cabo. De igual manera, se recapitula el estado del arte, en el cual se presentan las investigaciones previas relacionadas al tema con los resultados correspondientes. A demás, se justifica la utilidad de nuestro proyecto propuesto tomando en cuenta su relevancia social y utilidad. Por último, exponemos los objetivos tanto general como específicos del prototipo simulador.

En el tercer capítulo, se describe el marco teórico el cual, sirve de antecedentes para profundizar en el conocimiento de cada fase a desarrollar del proyecto.

Por otra parte, en el cuarto capítulo se explica el desarrollo del prototipo, con base en la solución propuesta, el seguimiento de las metas definidas y el cumplimiento de los objetivos planteados inicialmente. De igual manera, se analizan e interpretan los resultados obtenidos.

En el quinto capítulo, posterior al análisis de resultados, se definen las conclusiones con respecto a los resultados obtenidos e hipótesis planteada. En el siguiente capítulo se recomiendan o sugieren investigaciones posteriores a este trabajo, con el propósito de progresar aún más en el desarrollo del prototipo simulador de cistoscopia flexible.



Capítulo 2. Planteamiento del problema

La problemática en el desarrollo de simuladores de realidad virtual es la falta de realismo aunado a un elevado rango de precios, con un costo entre tres mil y sesenta mil dólares [1]. Lo que presenta problemas en estudiantes de urología cuando requieren experiencia al realizar una cistoscopia, poniendo ocasionalmente en riesgo la integridad del paciente.

A través de los años, se ha realizado una amplia investigación para solucionar el problema planteado a través de, el análisis, diseño, construcción y evaluación de diversos prototipos simuladores que buscan cumplir ciertos objetivos con alta eficiencia, un bajo costo e incluso ambos. Existen modelos que emulan físicamente la anatomía del sistema endourológico con el uso de materiales como el silicón transparente, con el propósito de comparar el resultado con un modelo no transparente [2].

Otro ejemplo es un simulador de ureteroscopia y renoscopia de alta fidelidad, el cual fue evaluado por un grupo de 46 participantes, conformado por residentes de urología, estudiantes de medicina y representantes de la industria, calificando al simulador como realista y fácil de usar, considerándolo una buena herramienta de capacitación en la residencia [3].

Es importante para el área médica urológica resolver esta problemática, para reducir el margen de error en cistoscopia flexible, asegurando la seguridad del paciente. Así como la mejora en el aprendizaje, aumentando la eficiencia en la práctica endourológica. El fracaso en la solución del problema conlleva consecuencias que perjudican a los estudiantes urológicos e incluso a los pacientes, a través de la lenta o empírica obtención de experiencia en este estudio médico.

La solución que se propone en este proyecto es el diseño y la construcción de un prototipo capaz de emular el sistema endourológico durante una cistoscopia flexible con retroalimentación háptica, con el propósito de entrenar estudiantes de urología. No se ahondará en la búsqueda de un bajo costo del equipo, ni se abordará la extracción de tejido, solamente se limitará a inspección.

Este proyecto se desarrolló a lo largo de 32 semanas, considerándose con alta relevancia y dificultad. Con el uso de materiales para su elaboración, como plástico PETG, madera, entre otros. Además de circuitos eléctricos, componentes electrónicos, un servomotor y sensores para la elaboración de la fase electromecánica, uso de una computadora con adecuadas especificaciones y un software de modelado 3D para la creación de un entorno virtual.



2.1 Estado del arte

Entre los propósitos principales de una cistoscopia se encuentran, observar si un paciente sufre de infecciones en el tracto urinario, síndrome de vejiga dolorosa, síntomas miccionales, fístulas vesicovaginales o colovesicales, problemas de próstata, entre muchos otros padecimientos [4].

Existen dos modelos de cistoscopios, el rígido estándar y el cistoscopio flexible. El cistoscopio rígido está formado por varios componentes: óptica, puente, camisa con obturador, y un conector de salida. A diferencia del flexible, este solo posee un mango de comando, la vaina principal, por donde pasa la fibra de vidrio para la imagen y las fibras conductoras de luz, mientras que el estándar, utiliza un juego de lentes intermedios. La principal ventaja de usar el cistoscopio flexible es la capacidad de observar diferentes áreas de la vejiga sin cambiar de óptica, además de que permite adoptar mayor número de posiciones [5].

La simulación es la creación de un ambiente artificial controlado. El entrenamiento quirúrgico basado en simulación es un método complementario de enseñanza cada vez más desarrollado y utilizado. Permite acortar las curvas de aprendizaje, y puede generar la mayor calidad de experiencia en habilidades de una técnica quirúrgica. Se pueden adquirir usando distintos tipos de modelos, como simuladores de realidad virtual (VR), modelos de mesa, animales vivos o tejido animal y cadáveres humanos.

Existen diferentes simuladores en el mercado, como URO mentor el cual incorpora un maniquí y una interfaz de computador, incluye un cistoscopio, ureteroscopio semirrígido y flexible, así como también guías. Simula la anatomía del paciente y permite la exploración de esta, tiene tareas básicas y casos clínicos. Además, demostró validez aparente, de contenido y constructo, además un ensayo de 100 sujetos controlados mostró la transferencia de habilidades a la sala de operaciones [6].

Otra prueba realizada con este mismo simulador fue realizada a catorce enfermeras especializadas en urología, sin experiencia práctica previa ante un cistoscopio flexible fueron sometidas a un curso con duración de 6.5 horas. El propósito del curso fue la familiarización con las técnicas básicas. La prueba consistía en tener que ingresar el cistoscopio por la punta del pene, navegando por la uretra y entrar a la vejiga, dentro de esta se encontraban 10 banderas, las cuales estaban numeradas del 1 al 10, estas banderas estaban colocadas de manera estratégica, de tal manera que si se lograban visualizar las 10 significaba que se había logrado visualizar toda la mucosa de la vejiga.

Se concluye que, este curso piloto se puede utilizar para enseñar temas a realizar en una cistoscopia flexible más rápidamente, además, que se considera ya necesario [7].

Otro simulador desarrollado en la universidad College Cork, en Irlanda, es útil para poder medir los niveles de aprendizaje durante una cistoscopia flexible en personas con grado de experiencia variables, dividiéndolos en novatos o expertos. Este simulador fabricado con acrilonitrilo butadieno con insertos de silicón, fue acondicionado con sensores de luz y leds, junto con un programa en computadora que implementa diversos modos, como entrenamiento, modo cronometrado, y maniobra en J. El modo de entrenamiento cronometrado indica mediante los leds la trayectoria a seguir con el cistoscopio, y con los

sensores de luz y el microcontrolador permite medir los tiempos en el que el usuario permanece explorando cada sección y el tiempo total de la exploración. El simulador se utilizó para evaluar a 31 usuarios, dividiéndolos entre novatos, personas que han completado menos de 50 cistoscopias flexibles ($n=11$), y expertos, personas que al menos ha realizado 50 procedimientos de cistoscopia flexible, esto según la Asociación británica de Cirujanos Urólogos. La prueba se realizó en el modo cronometrado. Siendo el tiempo medio para la inspección completa de la vejiga fue de 153.7 ± 76.1 segundos para todos los usuarios. Para los novicios, el tiempo medio fue de 176.9 ± 95.8 segundos, mientras que para los expertos el tiempo disminuyó 139.3 ± 60.7 segundos [8].

Tabla 1. Comparación de modelos de simulación cistoscópica.

Simulador	Procedimientos y elementos incluidos	Ventajas	Desventajas
URO MENTOR Symbionix	<ul style="list-style-type: none"> - Simulación de cistoscopia y ureteroscopia rígida y flexible. - Práctica de habilidades esenciales como extracción de cálculos, litotricia de cálculos, corte de estenosis o toma de biopsias. - Simulación en tiempo real de fluoroscopia y control de arco en C. - Una plataforma ergonómica proporciona el uso de un alcance real con un mango de herramienta real y permite la inserción real de la herramienta en los canales de trabajo [9]. 	Oportunidad única de trabajar con una variedad de alcances, herramientas e imágenes visuales en un sistema fiel a la vida que proporciona una apariencia y una sensación cercanas a la realidad [9].	La adquisición de un simulador como URO Mentor Symbionix, no es sencilla, pues se requiere hacer con anticipación su evaluación. Además, de que los precios no son considerados como accesibles.
VirtaMed UroSim	<ul style="list-style-type: none"> - Formación completa en HPB: RTUP, RTUV, láser. - Prácticas de cirugía urológica con respuesta táctil altamente realista. - El uso de instrumental original facilita la transferencia de habilidades al quirófano. - 3 ópticas de cámara diferentes: 0°, 12° y 30° [10]. 	Los urólogos aprenden a dominar el instrumental y a afrontar las complicaciones sin comprometer a pacientes reales. El contenido didáctico y los vídeos especializados ejemplifican las mejores técnicas. Los cursos individuales permiten la formación personalizada en cirugía urológica [10].	A pesar de tener mayor accesibilidad en cuanto a contacto con la empresa por tener sucursal en México, los costos siguen siendo elevados debido a su alta tecnología.
UroTrainer - Karl Storz	<ul style="list-style-type: none"> - Prácticas guiadas por un instructor digital que permite un aprendizaje autónomo. - Posibilidad de reproducir casos clínicos y compararlos para 	Ofrece un completo y moderno sistema de prácticas en urología la cual, permite aprender y perfeccionar destrezas	Debido a su procedencia alemana, existen diversas complicaciones para su adquisición. La mayoría de las veces los precios se

	<p><i>aprender a afrontar posibles complicaciones.</i></p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>Simbox: Interfaz háptica para obtener una respuesta táctil.</i> - <i>Regulación de líquidos mediante válvulas de entrada y salida.</i> - <i>Elementos de trabajo para cirugía de AF.</i> - <i>3 ópticas virtuales: 0°, 12° y 30° [11].</i> 	<p><i>básicas como la coordinación ojo-mano y las técnicas de diagnóstico. Además, ofrece la posibilidad de ejercitar procedimientos completos como la resección transuretral de tumores en la vejiga (RTUV) o la próstata (RTUP) [11].</i></p>	<p><i>elevan y no se encuentra al alcance de los estudiantes que requieren un entrenamiento en cirugía endourológica.</i></p>
UroEASIE Simulator - EndoSIM	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Uso de tejido de vejiga porcina con anatomía alterada para parecerse a una uretra humana y una vejiga quística.</i> - <i>Dos componentes: un entrenador de plástico (hardware) utilizado junto con una muestra desechable ex vivo (software). Algunas muestras desechables son modelos híbridos que combinan plástico, silicona con tejido real [12].</i> 	<p><i>UroEASIE permite la simulación realista de procedimientos de cistoscopia y ureteroscopia intervencionistas mediante el uso de paquetes de órganos de tejido real ex vivo [12].</i></p>	<p><i>En este caso, si existe variedad en cuanto a los precios, dependiendo del material y especificaciones del simulador. Sin embargo, los precios no se consideran del todo accesibles ante cualquier usuario.</i></p>

2.2 Justificación

De acuerdo con la Recomendación del IMSS de Revisión Médica Periódica y Buenos Hábitos de Vida Para Mantener la Salud Prostática, publicada en octubre del 2019, el doctor Pedro Francisco Román Zepeda, coordinador de Programas Médicos de la División de Hospitales de Segundo Nivel del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) destacó que, enfermedades como Hiperplasia prostática benigna (HPB) y el cáncer de próstata son las más comunes en la población masculina adulta. Mencionando que, según las más recientes estadísticas de la Organización Mundial de la Salud (OMS) en México, del 30 al 50% de los hombres que padecen HPB presentan síntomas del tracto urinario inferior. Detallando que, la prevalencia de la enfermedad representa un problema de salud pública, aumentando en forma lineal con la edad en todos los grupos étnicos, afectando generalmente a los hombres mayores de 45 años. El 50% de quienes la padecen, tienen alrededor de 60 años y el 90% de los pacientes registrados están en un promedio de 85 años [13].

A través de la cistoscopia, se pueden diagnosticar distintas patologías del tracto urinario. Con mayor frecuencia en la vejiga, uretra, próstata y uréteres [14].

Un estudio en la universidad Oeste de Ontario, llegó a la conclusión de que el uso de URO mentor de Simbionix, que es un simulador virtual, ayudó en una rápida adquisición de habilidades ante un cistoscopio para estudiantes sin una formación quirúrgica previa. Esto fue probado ante 20 personas inexpertas, siendo evaluados por un urólogo usando métricas objetivas y subjetivas, de las cuales, las personas que tuvieron una capacitación con dicho



simulador obtuvieron una mejor puntuación en cuanto a número de intentos, reinicios del simulador y tiempo total con respecto a la puntuación global previa a la capacitación ($p=0.02$) [15].

El uso de un simulador de realidad virtual contra un modelo de entrenamiento básico para cistoscopia no representa una mejora significativa de las habilidades entre el uso de uno u otro dispositivo, obteniendo una puntuación media de 23.6 y 22.9 respectivamente, esto de acuerdo con una evaluación estructurada objetiva de habilidades técnicas (OSATS). Sin embargo, incorporar cualquiera de estos dos dispositivos ayuda a mejorar el desempeño en las etapas iniciales de la curva de aprendizaje de los estudiantes de urología. Cabe resaltar que, el aprendizaje depende del estudiante, por lo tanto, algunas personas requieren un tiempo de capacitación mayor [16].

La recreación virtual de un ambiente anatómico del aparato genitourinario es un medio de simulación de condiciones que generan experiencia en habilidades técnicas tanto de cistoscopia, como de condiciones patológicas que se pueden detectar a través de esta misma. Se describe como un método de enseñanza complementario para estudiantes de urología, el cual ha aumentado su popularidad en los últimos años debido a su eficiencia y utilidad. Además, de evitar la práctica con cadáveres humanos o animales, e incluso el desarrollo de dicha experiencia empíricamente en pacientes humanos en tiempo real, lo cual disminuye el porcentaje de error del estudio y la posibilidad de comprometer el estado de salud de la persona.

En el área médica, un ingeniero biónico usa la analogía de la naturaleza humana para crear sistemas artificiales mediante el análisis de su contexto, forma, función y estructura con el propósito de que los médicos puedan practicar diversos procedimientos quirúrgicos y clínicos. Obteniendo así, destreza en técnica quirúrgica y en la toma de decisiones ante cualquier adversidad.



2.3 Objetivos

Objetivo General

Construir un prototipo electromecánico conectado mediante comunicación serie a un modelo 3D en computadora que simule el sistema endourológico, mostrando un escenario normal y uno con hiperplasia prostática benigna (HPB), con el propósito de ser la primera etapa de entrenamiento durante una cistoscopia flexible.

Objetivos Específicos

- Estimar parámetros fisiológicos para describir el comportamiento real del tracto endourológico con el uso de herramientas de la teoría general del análisis de sistemas.
- Modelar matemáticamente el controlador que se aplicará para asegurar la estabilidad del sistema, a partir de una simulación que coordine las características obtenidas anteriormente.
- Construir la fase electromecánica con el acondicionamiento de sensores y actuadores conectados a un microcontrolador para emular la elasticidad y fuerza de fricción generadas por la pared uretral con la intervención del cistoscopio.
- Diseñar el modelo 3D del sistema endourológico con un software de diseño asistido por computadora exhibiendo un ambiente virtual que contenga un escenario normal y otro con hiperplasia prostática benigna (HPB).
- Integrar la fase de electromecánica con la fase virtual, a través de comunicación serie para lograr la interacción entre el usuario y el simulador.

Capítulo 3. Marco Teórico

3.1 Aparato Genitourinario

El aparato urinario comprende una serie de órganos, tubos, músculos y nervios que trabajan en conjunto para producir, almacenar y transportar orina. Este, consta de dos riñones, dos uréteres, la vejiga, dos músculos esfínteres y la uretra.

3.1.1 Funcionamiento general del aparato urinario

Los adultos eliminan cerca de un litro y medio de orina al día. Esto depende de ciertos factores, especialmente de la cantidad de líquido y alimentos que la persona ingiera, y la cantidad de líquido que pierde al sudar y respirar. Desde los riñones, la orina viaja a la vejiga por dos tubos delgados llamados uréteres.

Riñones: Son dos órganos macizos, uno derecho y otro izquierdo, situados en la región lumbar, uno a cada lado de la columna vertebral y, por delante de ésta. Su tamaño es de 11 x 3 x 5 cm, aproximadamente y su peso oscila entre 110 y 180 gramos. El riñón derecho está ligeramente más bajo que el izquierdo, ya que el hígado lo desplaza hacia abajo.

Uréteres: Los uréteres tienen 30 cm de largo. Aproximadamente, de cada 10 a 15 segundos, las paredes de estos se aprietan y relajan constantemente para forzar la orina hacia abajo y fuera de los riñones.

Vejiga: La vejiga es un saco membranoso que almacena la orina hasta que esté lista para su expulsión. Si el sistema urinario está sano, la vejiga fácilmente puede retener hasta 290 ml de orina de 2 a 5 horas. Músculos redondos llamados esfínteres, ayudan a evitar el goteo de orina, estos se cierran como una goma elástica alrededor de la abertura de la vejiga en la uretra.

Uretra: La uretra representa la parte final de las vías urinarias. En la mujer la uretra mide 4 cm, mientras que en el hombre mide aproximadamente 20 cm.

Próstata: Órgano glandular y fibromuscular situado por debajo de la vejiga. Pesa normalmente 20 gr y está sostenida por delante por el ligamento puboprostático y por debajo por el diafragma urogenital. A continuación, en la ilustración 1, se muestra la representación del sistema urinario general [17].

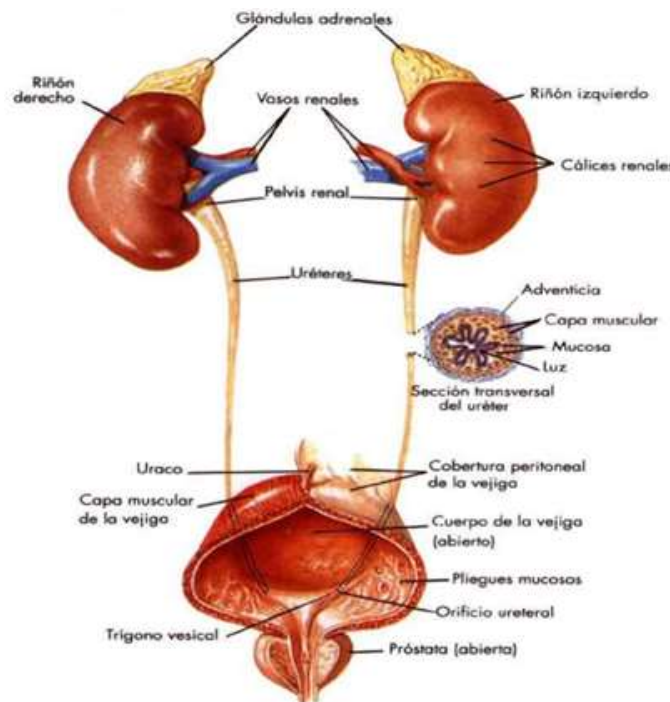


Ilustración 1. Sistema genitourinario [17].

3.1.2 Hiperplasia prostática benigna (HPB)

La hiperplasia prostática benigna ocurre cuando las células de la próstata comienzan a multiplicarse y la glándula prostática se inflama, lo que genera mayor presión hacia la uretra y limita el flujo de orina. La causa que genera esta patología es desconocida. Sin embargo, se considera una condición recurrente en hombres de edad avanzada [18].

3.1.3 Anatomía de la uretra masculina

La uretra masculina se define como un tubo fibromuscular que conecta el cuello de la vejiga con la parte distal del sistema urinario, mejor conocido como meato. Su longitud promedio es de 15 a 20 cm de largo, y de 8 a 9 mm de diámetro. Se divide principalmente en tres segmentos:

Uretra prostática

Se define como el segmento proximal de la uretra, además, es considerada la parte más ancha y dilatable de la uretra masculina, mide de 3 a 4 cm de longitud y se extiende a través de la próstata desde la base hasta el ápice de esta. Su dirección se orienta hacia la superficie prostática anterior. Es más ancha en el medio y más estrecho en la parte inferior, contigua a la uretra membranosa [19].

En preparaciones anatómicas, es decir después de haber sido cortada y extendida hacia afuera, la uretra prostática consta de un diámetro de 10 a 15 mm [20].

Uretra membranosa

El segmento intermedio de la uretra se conoce como uretra membranosa, la cual mide aproximadamente 2 cm de largo y 9 mm de diámetro [20],[21]. Las paredes de esta porción uretral están completamente rodeadas por un músculo estriado conocido como esfínter uretral externo, el cual proporciona un control involuntario en el proceso de micción. Por lo cual, se define como la porción más estrecha y menos dilatada de la uretra.

Uretra esponjosa

La uretra esponjosa o también conocida como peneana, mide aproximadamente 15 cm de longitud, iniciando en el bulbo del pene, atravesando el tejido eréctil del cuerpo esponjoso y glándula, y termina en el orificio uretral externo o mejor conocido como meato. Dentro del bulbo, la uretra es más ancha, formando la fosa intrabulbar. La parte esponjosa de la uretra se dilata en la zona del glande, para formar la fosa navicular la cual desemboca al exterior como una hendidura vertical como el meato externo.

En preparaciones anatómicas, el diámetro de la uretra esponjosa tiene variaciones dependiendo de la zona especificada. El diámetro del meato mide de 7 a 8 mm, el de la fosa navicular de 10 a 12 mm, el del cuerpo del pene de 9 a 10 mm y en la zona bulbar el diámetro varía entre 12 y 14 mm [19]-[22].

Tabla 2. Anatomía uretral masculina.

Zona uretral	Longitud	Diámetro
Uretra completa	15 – 20 cm	8 – 9 mm
Uretra prostática	3 – 4 cm	10 – 15 mm
Uretra membranosa	2 cm	9 mm
Uretra esponjosa o peneana	15 cm	12 – 14 mm (zona bulbar) 9 – 10 mm (cuerpo del pene) 10 – 12 mm (fosa navicular) 7 – 8 mm (meato)

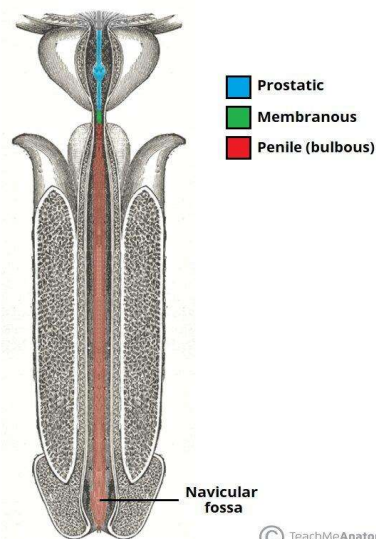


Ilustración 2. Anatomía de la uretra masculina [22].

3.1.4 Anatomía de la vejiga masculina

Órgano flexible que se encarga de almacenar la orina, su forma se define mayormente redondeada cuando contiene líquido, y de forma piramidal cuando se encuentra vacía. Está constituida por dos partes principales: la primera se define como el cuerpo, en el cual se recolecta la orina, y la segunda es el cuello de la vejiga, siendo este una extensión del cuerpo en forma de embudo con una longitud de 2 a 3 cm de largo conectándose en su parte distal con la uretra prostática.

Los uréteres entran en la parte superior de la pared de la vejiga en lados opuestos en un ángulo oblicuo. Los dos orificios ureterales y el orificio uretral interno en el cuello de la vejiga forman los tres puntos del triángulo vesical.

3.1.4.1 Pared de la vejiga

El principal componente de la pared de la vejiga es un músculo liso, llamado músculo detrusor, este se distiende fácilmente para permitir el llenado pasivo de la vejiga, por otro lado, su contracción provoca la expulsión de la orina a través de la uretra. En el cuello de la vejiga, las fibras del músculo detrusor forman el esfínter interno involuntario, estas, están en continuidad con las fibras musculares de la pared uretral prostática [23].

3.1.4.2 Parámetros fisiológicos de la vejiga masculina

Tabla 3. Parámetros fisiológicos de una vejiga masculina normal [23].

Parámetros funcionales	
Capacidad de la vejiga	400 – 500 mL
Volumen de la pared de la vejiga	50 – 70 cm ³
Presión de vejiga en reposo	5 – 10 cm H ₂ O
Presión de contracción	20 – 40cm H ₂ O
Longitud de uretra funcional	6 – 7 cm
Tasa de flujo de orina	30 – 35 mL/s

3.2 Parámetros fisiológicos uretrales

A partir de la descripción de un método estándar y repetible, se estima la relación entre los parámetros de interés para estimar el coeficiente de fricción cinético cuando un catéter es retirado de la uretra a una velocidad constante, tomando en cuenta variables específicas del sistema según sus características, el material de revestimiento de la vaina del cistoscopio, y la interacción entre estos mismos.

El coeficiente de fricción representa la fuerza cortante cuando un cuerpo es empujado a través de otro. En este caso, se refiere a la fuerza requerida para impulsar el catéter o vaina del cistoscopio a lo largo de la cavidad uretral. Se representa como [24]:

$$\mu_k = \frac{F_k}{N}$$

Donde:

μ_k es el coeficiente de fricción cinética.

F_k es la fuerza requerida para retirar el catéter de la uretra.

N representa las fuerzas ejercidas por la uretra hacia el catéter.

Estas fuerzas son producidas por el músculo liso uretral y las propiedades elásticas de la uretra. Este valor puede ser calculado relacionando el perfil de presión uretral P , y el área de contacto A entre la uretra y el catéter.

$$N = P \times A$$

El área de contacto A entre el catéter y la uretra, puede ser calculado a partir de la relación entre la circunferencia del catéter (C) y la longitud de la uretra que está en contacto con el catéter (L) [24]. Finalmente, sustituyendo los valores anteriores para determinar la fuerza F_k requerida, se estima la siguiente relación:

$$F_k = \mu_k \times P \times L \times C$$

3.2.1 Perfil de presión urológica

El perfil de presión uretral es un estudio que permite medir directamente la presión intraluminal en cada punto de la uretra. Este estudio es medido en cm de columna de agua (cm H_2O), equivalente a 98.07 Pa [25].

A continuación, se muestra un perfil de presión uretral típico para un hombre en posición supina y erecta, donde el eje de la abscisa indica la distancia en cm a partir del cuello de la vejiga.

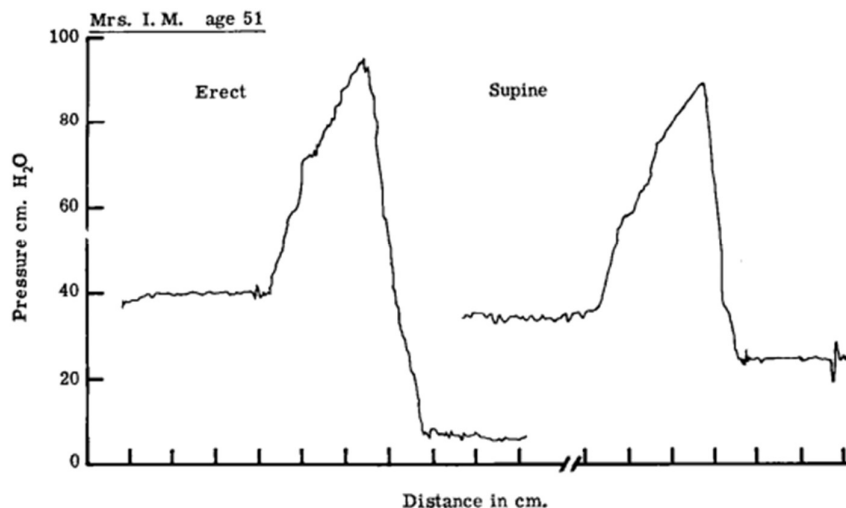


Ilustración 3. Perfil de presión uretral según la posición erecto o supino [26].

3.2.2 Perfil de presión urológica con HPB

El perfil de presión urológica de hombres con un promedio de 69.7 años, presentaron estos perfiles de presión urológica los cuales fueron medidos por dos métodos: Método de Brawn-Wick-ham y la técnica del globo con un catéter de 8F. Esta grafica es del cuello de la vejiga hasta la uretra membranosa. Donde se presentan los picos en P1 y P4, donde P4 corresponde a la región de la uretra membranosa [26].

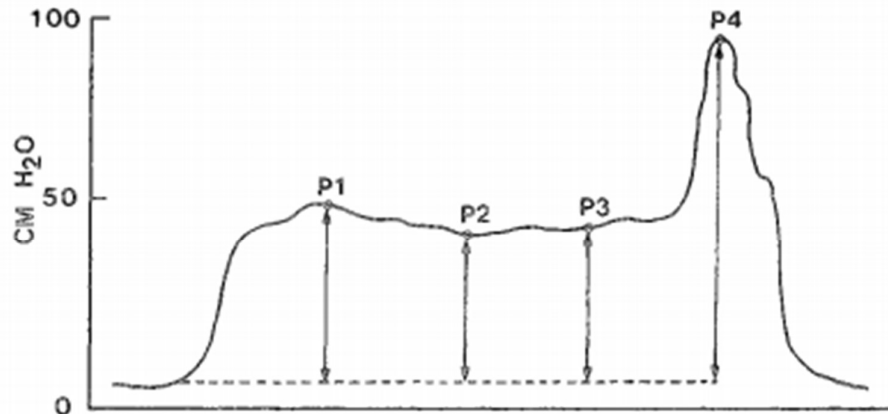


FIG. 1. Typical UPP in the patient with BPH and parameters analyzed.

Ilustración 4. Perfil de presión uretral típica de la zona prostática y membranas en pacientes con HPB [26].

Tabla 4. Valores de presión en los puntos indicados [26].

Parámetros	Presión (cm H2O)
P1	50.8± 10.8
P2	47.0±10.3
P3	48.7±17.0
P4	90.3±16.3

3.2.3 Coeficiente de fricción

El coeficiente de fricción μ_k , depende del material del catéter y el lubricante utilizado para la inserción de la vaina.

El revestimiento exterior del catéter o vaina puede ser hidrófilo o un revestimiento de silicona para facilitar el paso del dispositivo in vivo. Este material hidrófilo puede ser, por ejemplo, un material polivinílico, o poliuretano alifático de poliéster y poliéster pueden ser utilizados como recubrimientos lubricantes [27].

Se tienen valores registrados de la fricción entre la uretra y catéteres de diferentes materiales y diámetros [28].

Tabla 5. Valores de fricción según el material [28].

Material	μ_s	μ_k
Polivinilo 14 Ch	0.08±0.01	0.03±0.01
Silicona 14 Ch	0.05±0.02	0.02±0.01
Látex revestido de silicona 16 Ch	0.13±0.02	0.11±0.01
Látex revestido de silicona 18 Ch	0.16±0.01	-
PVC revestido de hidrogel	0.03±0.03	0.01±0.01

3.2.4 Fuerza de fricción

Como parámetro de medición se presenta una gráfica, la relación entre la fuerza aplicada para impulsar el catéter a través de la uretra de un promedio de cuatro conejos macho y la distancia recorrida del mismo. En la cual, se puede identificar que, el pico máximo en $x=0$ representa la fuerza estática, y la fuerza cinética se mide mientras el catéter está en movimiento dentro de la uretra. La distancia máxima entre la uretra y el catéter (L) se mide desde el punto donde la punta del catéter pasa a través del esfínter uretral interno $x=0$ hasta cuando el catéter es retirado totalmente de la uretra pasando por el meato en $x=9$ [24].

A continuación, en la ilustración 5 se muestra la gráfica de fuerza, que se obtiene a través del método descrito anteriormente.

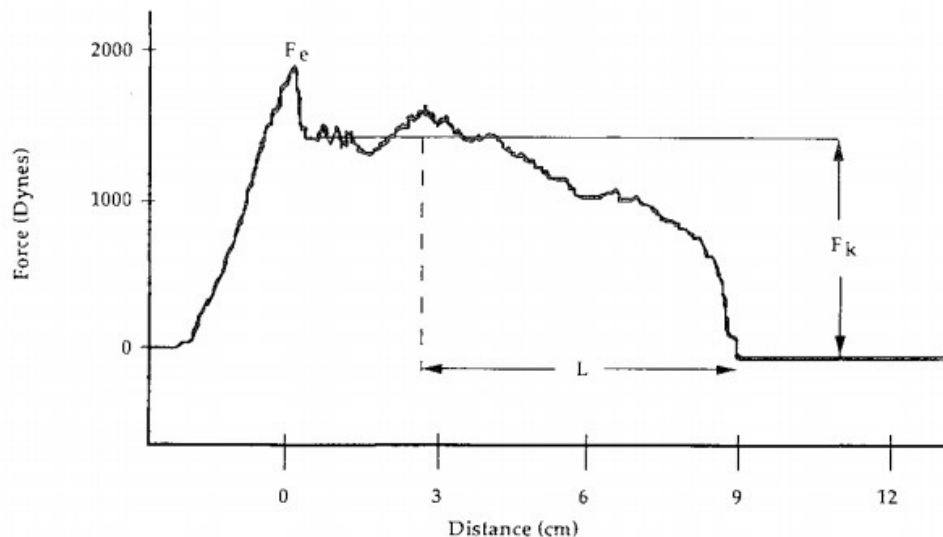


Ilustración 5. Fuerza de fricción ejercida sobre el catéter según la distancia a partir del cuello de la vejiga [24].

3.3 Cistoscopia flexible

La cistoscopia flexible es una examinación endoscópica de la vejiga y la uretra, se realiza utilizando un cistoscopio flexible. El tratamiento se puede llevar a cabo bajo anestesia general o local, dependiendo de las condiciones del paciente.

Una de las ventajas de este procedimiento, es que todas las áreas de la vejiga son visibles sin necesidad de cambiar lentes. Una desventaja es que, por el canal de trabajo solo pasan unas pinza pequeñas y flexibles para extraer biopsias, lo que implica obtención de muestras pequeñas, las cuales no favorecen tanto a algunos patólogos. El paciente debe colocarse en posición de litotomía o con las piernas ligeramente flexionadas [29].

3.4 Háptica y sus especificaciones técnicas

La palabra háptico hace referencia al sentido del tacto. Una interfaz háptica es una interfaz hombre-máquina que hace posible que un usuario interactúe en un ambiente de realidad virtual. Para hacer esta experiencia realista se deben excitar los sentidos humanos como la visión, audición, tacto, gusto, olfato, los cuales al ser interpretados por el cerebro hacen creer estar inmerso en un escenario real [30].

Existen dos tipos de dispositivos hápticos: dispositivos de admitancia y dispositivos de impedancia [31]. Los primeros se encargan de medir la fuerza aplicada por el operador y deflexionan su posición de acuerdo con las características de la superficie de objeto virtual con el que está interactuando. Los dispositivos de impedancia miden la posición del operador y con base en ella permiten retroalimentar sus acciones mediante un vector fuerza cuando existe una interacción con un objeto virtual [32].

La retroalimentación por fuerza del dispositivo háptico está ligada completamente con la retroalimentación visual de entornos virtuales 2D o 3D, es decir, debe permitir a los usuarios sentir lo que se observa [33].

Para brindar la sensación de tacto de un objeto virtual tridimensional con un dispositivo, comúnmente se utilizan los vectores normales a las caras que conforman al mallado triangular de cualquier objeto, de manera que cuando la posición del dispositivo háptico en el entorno virtual roce o penetre la superficie de algún objeto, estos vectores representan la dirección en la cual el dispositivo enviará una respuesta por fuerza con base en un coeficiente de elasticidad [34]-[35]. Esta técnica es utilizada en sistemas que requieren una respuesta háptica muy precisa, entre ellos sistemas de entrenamiento para médicos [32].

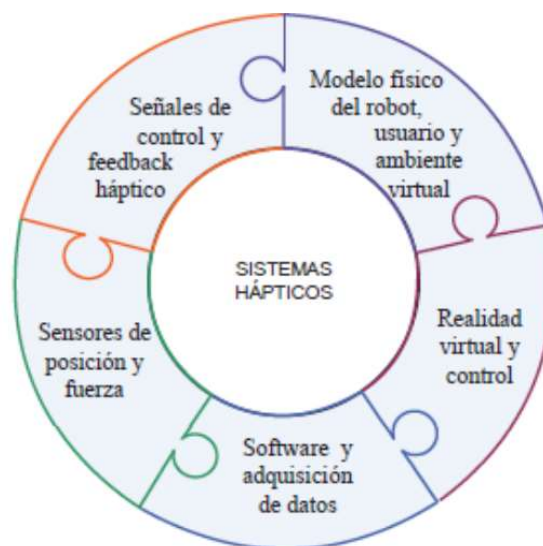


Ilustración 6. Elementos que integran un sistema háptico [30].

3.5 Torque

Se define como el momento de fuerza o momento dinámico, que se aplica a un objeto para producir un giro alrededor de un punto. Este se mide en $N \cdot m$. Los factores de los cuales depende son [36]:

- Distancia al punto de giro: d .
- Magnitud de Fuerza: F .
- Ángulo de aplicación de Fuerza: θ .
 - Si, $\theta = 90^\circ$ máximo torque.
 - Si, $\theta = 0^\circ$ no hay torque.

Por lo que, el torque se define como:

$$\tau = F \cdot d \cdot \sin\theta$$

3.6 Definición de motor

Máquina que convierte energía eléctrica en energía mecánica, también se conoce como un dispositivo que produce fuerza de rotación. Su principio de funcionamiento se basa en la interacción entre el campo magnético y eléctrico, ya que, la corriente eléctrica fluye a través del cable eléctrico generando un campo magnético alrededor, lo cual se manifiesta como la energía mecánica o fuerza generada [37].

Se clasifica principalmente en dos tipos, de corriente alterna (CA), el cual convierte la corriente alterna en energía mecánica, y un motor de corriente continua (CC), el cual su trabajo depende del principio básico de un conductor portador de corriente, el cual se coloca en un campo magnético, se ejerce una fuerza sobre él y se desarrolla un torque [38].

3.6.1 Servomotor

Un servomotor, es un dispositivo de accionamiento para el control de precisión de velocidad, par motor y posición. Constituye un mejor desempeño y precisión frente a accionamientos mediante convertidores de frecuencia, ya que éstos no proporcionan control de posición y resultan poco efectivos en bajas velocidades.

Este contiene en su interior un encoder, conocido como decodificador, que convierte el movimiento mecánico (giros del eje) en pulsos digitales interpretados por un controlador de movimiento. También utilizan un driver, que en conjunto forman un circuito para comandar posición, torque y velocidad [39].

3.6.1.1 Partes de un servomotor

- **Motor eléctrico:** Es el encargado de generar el movimiento a través de su eje.
- **Sistema de control:** Este sistema permite controlar el movimiento del motor mediante el envío de pulsos eléctricos.
- **Sistema de regulación:** Está formado por engranajes por los cuales puede aumentar la velocidad y el par o disminuirlos.

- **Potenciómetro:** Se encuentra conectado al eje central y permite en todo momento saber el ángulo en el que se encuentra el eje del motor.

3.7 Microcontrolador

Un microcontrolador es un circuito integrado programable que contiene todos los componentes necesarios para controlar el funcionamiento de una tarea determinada. Un sistema con microcontrolador debe disponer de una memoria donde se almacena el programa que gobierna el funcionamiento de este, una vez programado y configurado, solo sirve para realizar la tarea asignada.

Cada tipo de microcontrolador sirve para una serie de casos y es el diseñador del sistema quien decide cual es más idóneo para su uso [40].

3.8 Controlador

El controlador determina el comportamiento del bucle, ya que condiciona la acción del elemento actuador en función del error obtenido. La forma en que el regulador genera la señal de control se denomina acción de control, formada por las siguientes acciones.

Acción proporcional (P): Da una salida del controlador que es proporcional al error, la cual puede ser descrita en el dominio de la frecuencia tal que [41]:

$$C_p(s) = \frac{U_1(s)}{E(s)} = K_p$$

Donde K_p es la ganancia proporcional ajustable.

Acción integral (I): Da una salida del controlador proporcional al error acumulado, lo que implica una respuesta de control lenta. Esta acción se define en el dominio de la frecuencia con la siguiente función de transferencia [41]:

$$C_i(s) = \frac{U_2(s)}{E(s)} = \frac{k_i}{s}$$

Donde K_i es la ganancia integral ajustable.

Acción derivativa (D): Actúa cuando hay un cambio en el valor absoluto del error, corrigiendo sólo los errores en la etapa transitoria. Al ser una acción predecible su respuesta es rápida. Esta acción se define en el dominio de la frecuencia como [41]:

$$C_d(s) = \frac{U_3(s)}{E(s)} = K_d s$$

Donde K_d es la ganancia derivativa ajustable.

3.15.1 Controlador PI

El controlador PI agrega un polo en el origen (un integrador) y un cero finito al circuito de retroalimentación. La presencia del integrador obliga al error de una entrada constante a

tender a cero en estado estable, por lo tanto, este tipo de controlador se usa comúnmente en el diseño de servomecanismos. La función de transferencia que lo define es la siguiente:

$$K(s) = K_p + \frac{K_i}{s} = \frac{K_p(s + \frac{K_i}{K_p})}{s}$$

Aquí, la acción proporcional, tal como su nombre lo indica, depende proporcionalmente del error y la parte integral provee robustez ante perturbaciones constantes, eliminando el error en estado estacionario [41].

3.9 Software de modelado 3D

El modelado 3D es la representación matemática de un objeto. El modelado 3D tiene usos en el cine, la arquitectura, desarrollo de productos, ciencia y medicina [42].

Un software de modelado 3D nos permite visualizar figuras, rotarlas, acercarlas o alejarlas o moverlas [43]; es posible simular la interacción, por ejemplo, la interacción del objeto con la luz o con otros objetos, y renderizar los diseños creados.

A continuación, se muestran algunos Softwares de Modelado y Renderización 3D, con ventajas y desventajas según los usuarios [44] - [46].

Tabla 6. Comparación de Softwares de modelado y renderización 3D.

Software	Descripción	Ventajas	Desventajas
3DS Max Design	- "Software de modelado y renderización 3D para la visualización del diseño, juegos y animación". - Énfasis en diseño arquitectónico.	- Flexibilidad y fácil aprendizaje - Materiales de aspecto fotorrealista. - Control de geometría.	- Integración con otros programas es limitada. - Problemas con escenas que contengan gran cantidad de polígonos. - Interfaz poco amigable.
Blender	- "Suite de creación 3D". - Énfasis en diseño artístico.	- Software libre. - Gran cantidad de documentación (videos, foros, etc.). - Rápido y optimizado.	- Opciones más limitadas a comparación de su competencia. - Limitado en dimensionar y medir objetos.
Unity	"Plataforma de desarrollo 3D y 2D en tiempo real"	- Exportación a diferentes plataformas. - Permite seleccionar un hardware específico de destino para optimizar el rendimiento.	- Necesita gran cantidad de recursos computacionales. - Costo elevado.

Capítulo 4. Desarrollo Experimental

4.1.1 Estimación de función referencia

A partir de los parámetros fisiológicos recabados con respecto a la uretra y la vejiga, los cuales influyen directamente en el transcurso de una cistoscopia flexible, se estimaron las funciones que representan los perfiles de presión uretral en un paciente sano y en un paciente diagnosticado con Hiperplasia prostática benigna (HPB), en ambos casos, se toma en cuenta el recorrido a partir del meato, hasta el cuello de la vejiga.

Un perfil de presión urológica se puede aproximar con una función de una parábola vertical negativa y dos rectas. Se propuso un cambio en los valores de dicha función para aproximar el comportamiento de las gráficas lo más real posible. Obteniendo la siguiente propuesta para un paciente sano:

$$P_{max}(x) = \begin{cases} 40, & 0 \leq x < 3.5 \\ -580 + 253.45x - 22.62x^2, & 3.5 \leq x < 8 \\ 30, & 8 \leq x < 17 \end{cases}$$

De igual manera, se aproximó una función para el perfil de presión urológica en un paciente con HPB, tomando en cuenta las diferencias que podrían presentarse debido al agrandamiento de la próstata.

$$P_{max}(x) = \begin{cases} 50, & 0 \leq x < 3.5 \\ -580 + 253.45x - 22.62x^2, & 3.5 \leq x < 8 \\ 30, & 8 \leq x < 17 \end{cases}$$

Con base en las funciones que definen los perfiles de presión uretral de un paciente normal y uno diagnosticado con HPB, proseguimos a graficar ambos casos con ayuda del Software MATLAB. Tomando en cuenta que x , se refiere a la posición a lo largo de la uretra en la que se encuentre ubicado, con $x = 0$ como el lado proximal de la uretra y $x = 17$ como la parte distal de la misma. Obteniendo la siguiente interpretación:

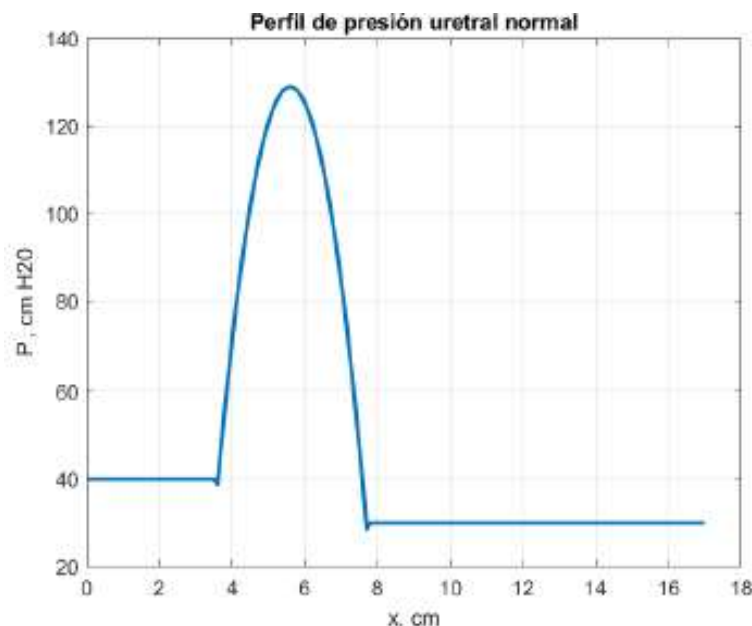


Ilustración 7. Perfil de presión uretral paciente sano.

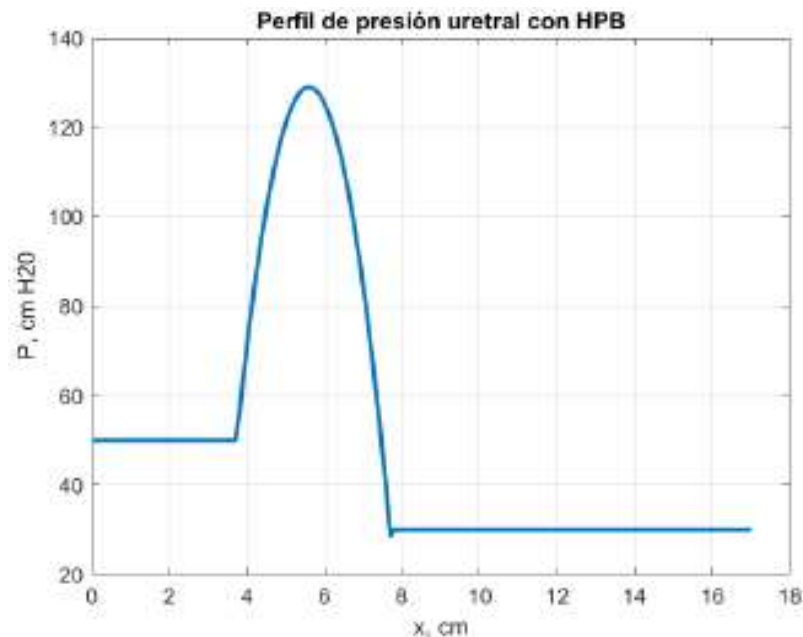


Ilustración 8. Perfil de presión uretral paciente con HPB.

La diferencia que radica entre ambos perfiles de presión es que, a en el rango de $0 < x < 4$ aproximadamente, los parámetros cambian, pues en un paciente con Hiperplasia prostática benigna (HPB) debido a la inflamación de la próstata, se generará una mayor oposición ante la inserción de la vaina del cistoscopio.

4.1.1.1 Estimación de Fuerza de Fricción

Con base en los perfiles de presión uretral, aunado a los coeficientes de fricción y las medidas de la vaina de un cistoscopio, se estima la fuerza de fricción ejercida por la interacción entre las paredes uretrales y la vaina del cistoscopio, la cual, depende de la distancia recorrida por el catéter dentro del conducto uretral. Esto, con el propósito de que dicha fuerza actúe como respuesta háptica del sistema.

Posteriormente, se obtuvieron las estimaciones de la fuerza de fricción para los dos casos mencionados anteriormente, esta vez tomando en cuenta los valores de coeficiente de fricción, longitud de la uretra e integración del perfil de presión uretral de las funciones correspondientes. De igual manera, se toma en cuenta $x = 0$ como punto distal de la uretra y $x = 17$ como su parte distal.

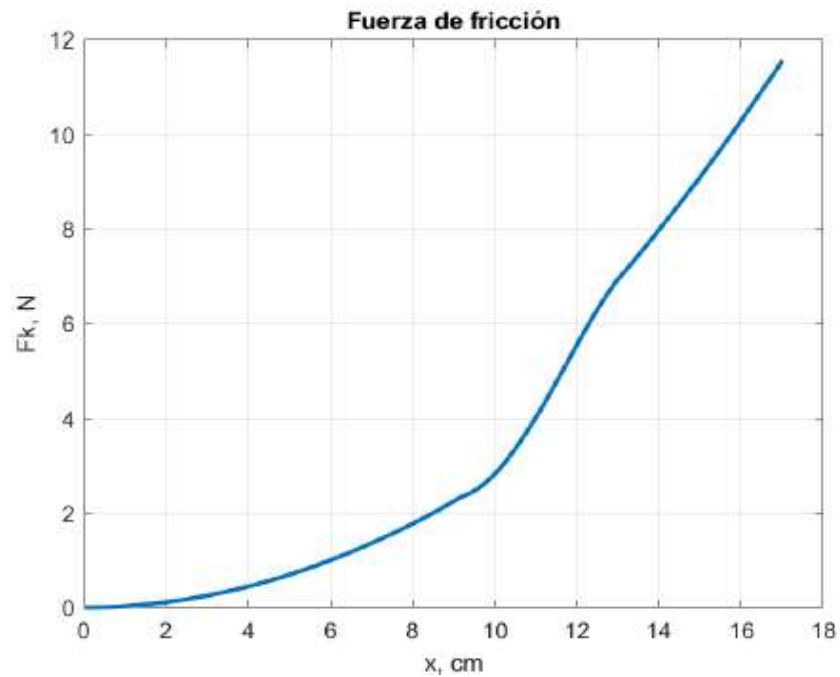


Ilustración 9. Estimación de fuerza de fricción entre pared uretral y vaina del cistoscopio en un paciente sano.



Ilustración 10. Estimación de fuerza de fricción entre pared uretral y vaina del cistoscopio en un paciente con HPB.

Como se puede observar, la fuerza de fricción se mantiene incremental conforme la vaina del cistoscopio se introduce desde el meato del pene hasta el cuello de la vejiga. Por otro lado, la pendiente más pronunciada se encuentra en la zona membranosa de la uretra, donde debido a su menor diámetro, la presión es mayor.

4.1.2 Selección de motor

Con base en las especificaciones que requiere el sistema, se busca que el motor pueda realizar el seguimiento de las referencias planteadas como la fuerza de fricción, tomando en cuenta el control correspondiente. Por lo cual, como primer requerimiento se define el torque requerido en nuestro sistema, relacionando la ecuación y la gráfica adquirida según el comportamiento deseado:

$$\tau_{max} = 12 \text{ N} \cdot (0.05 \text{ m}) = 0.6 \text{ N} \cdot \text{m}$$

En primera instancia propusimos un control de torque, es importante mencionar que, debido a su alta complejidad, no es tan simple su medición. Sin embargo, se puede obtener indirectamente a través de la medición de corriente, por lo que, como especificación secundaria se tomará en cuenta la medición e incluso el control de corriente. Seguido de un torque máximo de $\tau_{max} = 0.6 \text{ N} \cdot \text{m}$, y una buena velocidad de respuesta.

Debido a esto, se prosiguió a la elaboración de una tabla comparativa para definir la opción más viable a implementar en el prototipo.

Tabla 7. Comparación de motores y tarjetas en ciertos casos a implementar en el prototipo.

PROPUESTA	TORQUE MÁXIMO	CONTROL	MEDICIÓN DE CORRIENTE	VELOCIDAD DE COMUNICACIÓN	RESOLUCIÓN	PRECIO (MXN)
Servomotor Dynamixel Ax-12A + Tarjeta medidora de corriente POLOLU	1.5 [N·m]	Posición (integrado) Velocidad (Integrado) Corriente (Anexo)	Anexa	7343 [bps] ~ 1 [Mbps]	0.29°	\$3000



Ingeniería Biónica

Servomotor Dynamixel MX-64-AR (Protocolo 2.0)	5.5 [N·m] a (11.1[V], 3.9 [A]) 6.0 [N·m] a (12 [V], 4.1 [A]) 7.3 [N·m] a (14.8 [V], 5.2[A])	Posición (Integrado) Velocidad (Integrado) Corriente (Integrado)	Integrada	8000 [bps] ~ 4.5 [Mbps]	0.33°	\$7000
Motor Brushless + Tarjeta medidora de corriente	0.6864 [N·m]	Corriente (Anexo)	Anexa	-	-	\$2000
Motor Brushless + Tarjeta SOLO	0.6864 [N·m]	Posición (Anexo) Corriente (Anexo) Torque (Anexo)	Anexa	-	-	\$4500
Servomotor Dynamixel PH54-200- S500-R	44.7 [N·m]	Posición (Integrado) Velocidad (Integrado) Torque (Integrado) PWM (Integrado)	Integrada	9,600 [bps] ~ 10.5 [Mbps]	0.1°	\$51 300

Debido a las características planteadas y comparadas de las opciones presentadas anteriormente, se decidió utilizar el servomotor Dynamixel MX-64-AR (Protocolo 2.0). Este cumple con las características requeridas ya que, tiene una resolución de 0.33°, un torque que varía dependiendo del voltaje y corriente implementado, velocidad de comunicación de 8,000 [bps] ~ 4.5 [Mbps], modos de operación de control de corriente, velocidad, posición, PWM (Voltaje), posición basada en corriente y de posición extendida (Multi - giro). El principal

motivo de elección es su control de corriente, lo que optimizará el seguimiento de las gráficas de torque.



Ilustración 11. Servomotor Dynamixel MX-64-AR (Protocolo 2.0) [47].

En un motor DC existen las siguientes relaciones de acoplo electromecánico, donde el torque de salida es directamente proporcional a la corriente de los devanados o corriente de armadura y la velocidad angular es directamente proporcional a la fuerza contraelectromotriz (E_b) [48].

$$T_m = K_t I_a$$

$$E_b = k_e \omega$$

La constante K_t es la constante de par o constante de torque, una constante de origen experimental, esta constante se puede establecer una relación paramétrica dimensional directa entre la constante contraelectromotriz K_e a través de una comprobación empírica sustentada.

$$K_t [Nm/A] = K_e [V/rad\ s]$$

$$K_t [Nm/A] = 9.5493 \times 10 K_e [V/Krpm]$$

Esta constante contraelectromotriz K_e se puede calcular a través de la fuerza contraelectromotriz y la velocidad giro del motor [48].

$$K_e = E_b/n = V/\omega$$

Donde:

$$E_b = V = \text{Fuerza contra electromotriz [V]}$$

$$n = \text{Velocidad en rpm}$$

$$w = \text{Velocidad (rad/s)}$$

Para el caso del motor Dynamixel MX-64R/AR se tiene la siguiente gráfica $N - T$:

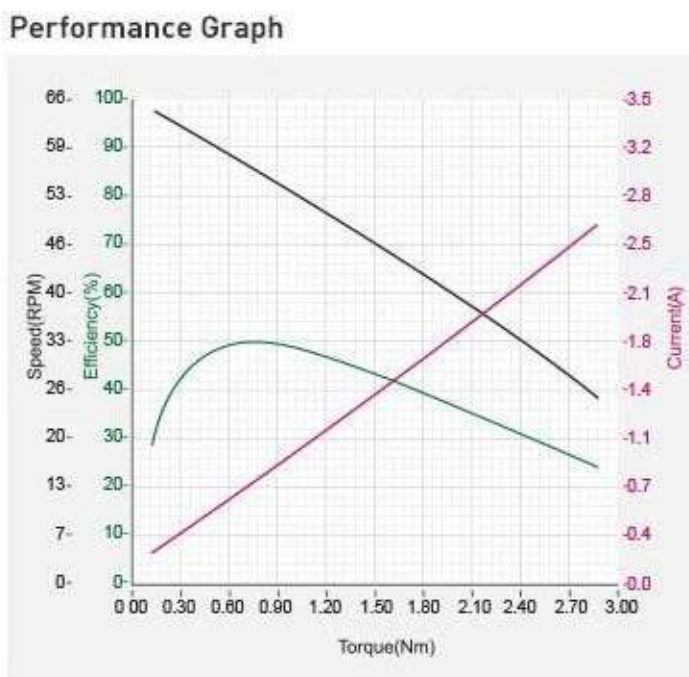


Ilustración 12. Gráficas obtenidas del motor a partir de la relación entre velocidad, eficiencia, corriente y torque respectivamente [47].

4.1.2 Selección de sensores

4.1.2.1 Encoder rotatorio incremental

Con el propósito de obtener las mediciones de posición y dirección de la vaina durante su inserción a través de la uretra hasta la vejiga, se propuso dos encoders incrementales, los cuales detectan el movimiento y la distancia recorrida, gracias a la detección de dos valores codificados generados por el encoder, que permiten determinar el sentido de giro, además de determinar el ángulo de posición a raíz de realizar cuentas incrementales.

Un encoder convierte el movimiento en una señal eléctrica, lo cual nos permitirá leer los datos del movimiento mecánico que genere la vaina durante la simulación, y posteriormente ser manipulados digitalmente, caracterizando así sus movimientos ya sea adelante o atrás, y giro hacia la derecha (supinación) o giro hacia la izquierda (pronación). Debido a esto, se propusieron dos encoders de dos canales para la lectura de los cuatro datos respectivamente [49].

Las especificaciones del modelo a elegir son las siguientes. Como ya se mencionó anteriormente debe tener dos canales, los cuales corresponden al pin A y pin B, los cuales se deslizan sobre una pista con divisiones metálicas las cuales, al hacer contacto con las escobillas generan una señal en alto en los pines respectivamente, una después de otra

debido a la distancia que las separa. Activándose una señal antes que otra, definiendo el sentido de giro.

Giro en sentido horario → Primera salida activa en pin A

Giro en sentido antihorario → Primera salida activa en pin B

Por otro lado, requerimos una buena resolución del encoder, con el propósito de tener mediciones más precisas. Por lo que, se decidió que 0.6° de resolución son adecuados para los requerimientos del sistema. De igual forma, se tomó en cuenta la alimentación de estos, considerando la alimentación general del sistema, se propone que los encoder se alimenten mínimo con 5 V.

Con base en los requerimientos planteados, se seleccionó el modelo encoder rotativo incremental LPD3806-600BM. El cual cuenta con las siguientes características:



Ilustración 13. Encoder rotativo incremental LPD3806-600BM [49].

Tabla 8. Características Encoder Rotativo Incremental LPD3806-600BM [49].

Encoder Rotativo Incremental LPD3806-600BM	
<i>Voltaje de funcionamiento</i>	5 - 24 VDC
<i>Rendimiento</i>	600 pulsos / rev
<i>Velocidad mecánica máxima</i>	5000 rev / min
<i>Frecuencia de respuesta eléctrica</i>	20 KHz

<i>Velocidad integrada</i>	2000 rev / min
<i>Salida</i>	AB rectangular de dos fases
<i>Rango de temperatura</i>	-10 a 85 °C
<i>Tamaño de codificador</i>	39 x 35.5 mm
<i>Tamaño del eje</i>	6 x 13 mm
<i>Peso</i>	180 g
<i>Cable</i>	1.5 m

4.1.2.2 Joystick

Con respecto al movimiento generado por el extremo distal de la vaina del cistoscopio, se propone un dispositivo que se encuentre ubicado en el maneral del cistoscopio flexible, el cual tendrá limitado su movimiento con el propósito de indicar únicamente torsión de la punta de la vaina hacia abajo o hacia arriba respectivamente.

Debido a que, el joystick es un potenciómetro de dos ejes y un botón pulsador, cuenta con los requerimientos necesarios para el prototipo además de alimentarse con 5 V, se selecciona para realizar la tarea correspondiente.



Ilustración 14. Joystick [50].

4.1.3 Selección de microcontrolador

Con base en las especificaciones que requiere el sistema, se busca que el microcontrolador tenga mínimo cinco entradas digitales para poder leer digitalmente los datos de los encoders que funcionarán para manipular la pinza de presión, al igual que la lectura de los datos del motor. Y también será necesaria una entrada analógica para leer los datos del potenciómetro en el maneral del cistoscopio para definir la posición a través de la uretra. Por practicidad en cuanto a fuentes, y debido a la alimentación de los sensores, se busca una alimentación de 5 V del microcontrolador y un mínimo de 7 bits.

Por consiguiente, se elaboró de una tabla comparativa para definir la opción más viable a implementar en el prototipo.

Tabla 9. Comparativa del microcontrolador a implementar en el prototipo.

MICROCONTR OLADOR	VOLTAJE DE FUNCIONA MIENTO	CORRIENTE DC	PINES E/S DIGITALES	PINES ENTRADA/ ANALÓGICA	RESOLUCIÓN ADC	VELOCIDAD DE RELOJ	PRECIO (MXN)
Arduino UNO	5 [V]	40 [mA] por pin E/S 50 [mA] por pin de 3.3 V	14 (6 proveen salidas PWM)	6	10 bits	16 MHz	\$483
Raspberry Pi Pico RP2040	3.3 [V]	< 300 [mA] (salida en pin de 3.3 V) 4 [mA] (máxima de salida por pin E/S)	26 (16 proveen salidas PWM)	3	12 bits	133 MHz	\$175
PIC16F77A	5 [V]	25 [mA]	10	8	10 bits	20 MHz	\$115
STM32F4 DISCOVERY	5 [V]	100 [mA]	17	3	32 bits	168 MHz	\$1250

Tomando en cuenta las características otorgadas por el microcontrolador respecto a las requeridas, se implementará el Arduino UNO.

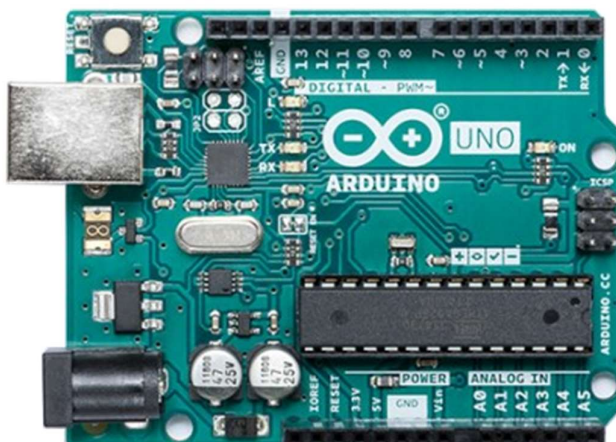


Ilustración 15. Tarjeta Arduino UNO [51].

Tabla 10. Características tarjeta Arduino UNO [51].

Características tarjeta Arduino UNO	
Microcontrolador	ATMEGA328
Voltaje de funcionamiento	5 V
Voltaje de entrada recomendado	7 – 12 V
Voltaje de entrada (límites)	6 – 20 V
Pines E/S digitales	14 (6 proveen salidas PWM)
Corriente DC por pin E/S	40 mA
Corriente DC por pin de 3.3 V	50 mA
Memoria Flash	32 kb
SRAM	2 kb
EEPROM	1 kb
Velocidad de reloj	16 MHz
Pines entrada/analógica	6
Dimensiones	68.6 x 53.3 mm

4.1.4 Modelado del sistema

De forma general, se propone el siguiente diagrama de bloques para describir el simulador de cistoscopia flexible con respuesta háptica, tomando en cuenta un sistema de emulación, la transmisión de datos, el entorno virtual y el factor humano.

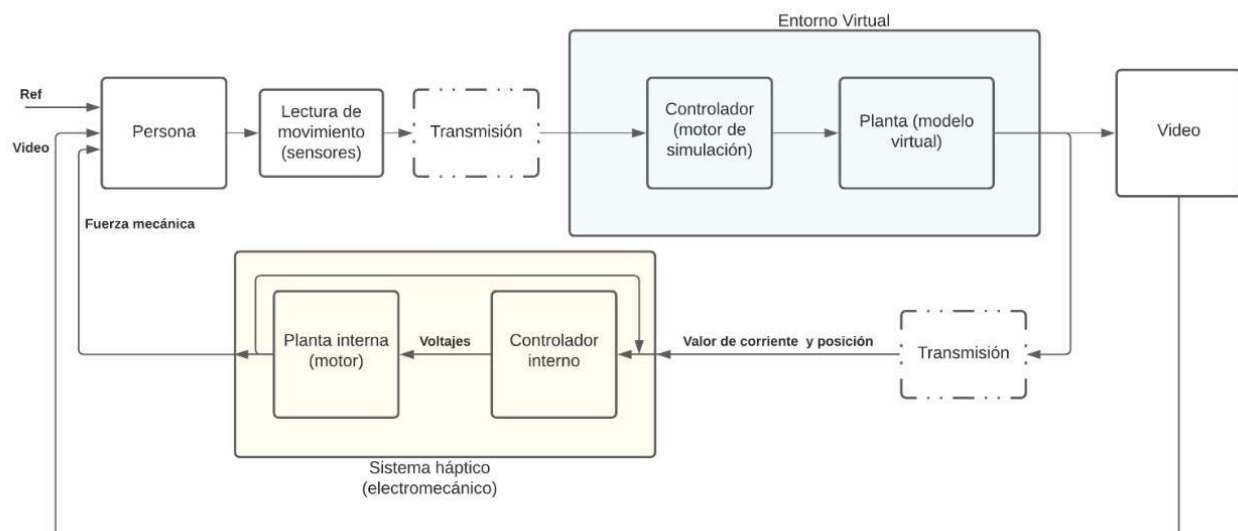


Ilustración 16. Esquema háptico bidireccional que describe por bloques un simulador de cistoscopia flexible.

4.1.4.1 Ecuación característica del motor

Debido a la complejidad del prototipo. Se decidió simular un sistema basado en el control de corriente y, por consiguiente, se podrá medir indirectamente el torque de un motor. Tomando en cuenta los controladores correspondientes que se le aplicarán para obtener los parámetros y mediciones lo más cercanos posible.

Un motor de CC convencional consta básicamente de dos partes, el cuerpo estacionario del motor, el cual se conoce como estator y el rotor.

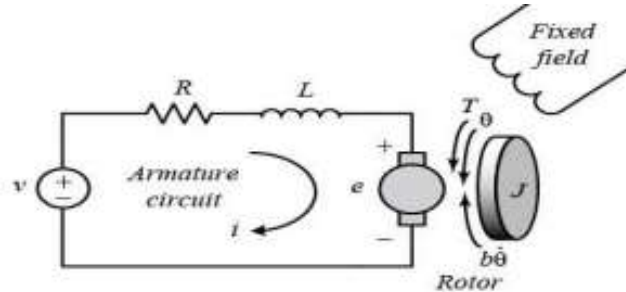


Ilustración 17. Circuito equivalente del motor de CC [52].

Aplicando la Ley de Kirchhoff en la malla, se obtiene:

$$V = R_a * I_a * + L * \frac{dI_a}{dt} + E$$

Dado que la corriente del campo es constante y el flujo también será constante, cuando la armadura está girando, un campo electromagnético es producido, y este es directamente proporcional a la velocidad angular.

$$E = K_B * \omega$$

Donde ω es la velocidad angular y K_B es la constante de fuerza contraelectromotriz.

El torque entregado por el motor será el producto de la corriente y el flujo, donde el torque es directamente proporcional a la corriente de armadura.

$$T = K_T * I_a$$

Donde K_T es el torque constante del motor.

Las ecuaciones anteriores, se pueden desarrollar en su forma de Laplace.

$$V(s) = I_a(s) * (R_a + s * L) + E(s)$$

$$T(s) = K_T * I_a(s)$$

$$E(s) = K_B * \omega(s)$$

Se puede aproximar la fuerza contraelectromotriz generada por el motor con el torque de la siguiente manera.

$$E(s) = K_B * \frac{T(s)}{J * s}$$

Donde J es la inercia del motor.

Realizando una sustitución de las ecuaciones anteriores se tiene:

$$V(s) = I_a(s) * (Ra + s * L) + \frac{K_B * T(s)}{J * s}$$

$$V(s) = I_a(s) * \left(Ra + s * L + \frac{K_T * K_B}{J * s} \right)$$

Finalmente, se llega a la función de transferencia del voltaje de entrada $V(s)$, con la corriente como salida, I_a :

$$\frac{I_a(s)}{V(s)} = \frac{\frac{s}{L}}{s^2 + \frac{R}{L} * s + \frac{K_B * K_T}{J * L}}$$

Con la cual, se puede encontrar la corriente del motor y con esta aproximar el torque junto con la constante K_T . Por lo que, si lo que requerimos es la medición de la corriente, se propondrá un controlador de corriente. En un motor estándar, aplicar un controlador es relativamente sencillo, pues su comunicación es mecánica.

4.1.4.2 Diagrama de bloques y su Función de Transferencia

Tomando en consideración la propuesta del esquema háptico bidireccional y la ecuación que describe al motor, se propone un diagrama de bloques el cual, tiene un comportamiento similar al del prototipo, componiéndose de un controlador de corriente, una fase de modulación, y una fase que define el motor, tanto eléctrica como mecánicamente.

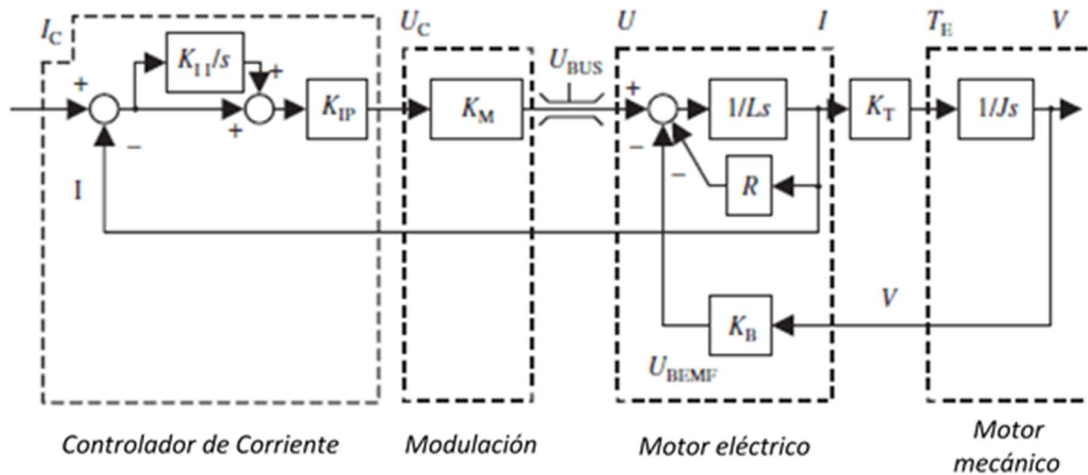


Ilustración 18. Diagrama de bloques propuesto del controlador de corriente del sistema [53].

La función de transferencia del sistema se obtiene a través de la reducción de bloques, donde se estiman las funciones de control y de planta. La función para el control resulta de la siguiente forma:

$$\frac{U(s)}{Error(s)} = \left(\frac{K_{II}}{s} + 1 \right) * K_{IP} * K_m$$

Al multiplicar el control por la planta, se obtiene la función de transferencia que relaciona la referencia con la corriente de salida con el error.

$$\frac{I(s)}{Error(s)} = \left(\left(\frac{K_{II}}{s} + 1 \right) * K_{IP} * K_m \right) * \left(\frac{\frac{s}{L}}{s^2 + \frac{R}{L} * s + \frac{K_B * K_t}{J * L}} \right)$$

Desarrollando, se obtiene la función simplificada.

$$\frac{I(s)}{Error(s)} = \frac{s * K_{IP} * K_m * \frac{1}{L} + K_{II} * K_{IP} * K_m * \frac{1}{L}}{s^2 + \frac{R}{L} * s + \frac{K_B * K_t}{J * L}}$$

Finalmente, al desarrollar la retroalimentación a lazo cerrado, se obtiene la función de transferencia que relaciona la referencia con la corriente de salida.

$$\frac{I(s)}{I_{ref}(s)} = \frac{s * K_{IP} * K_m * \frac{1}{L} + K_{II} * K_{IP} * K_m * \frac{1}{L}}{s^2 + (R + K_{IP} * K_m) * \frac{1}{L} * s + \frac{K_B * K_t}{J * L} + K_{II} * K_{IP} * K_m * \frac{1}{L}}$$

Sustituyendo en un diagrama de bloques, señalando el nodo de medición de torque, de corriente y de velocidad respectivos:

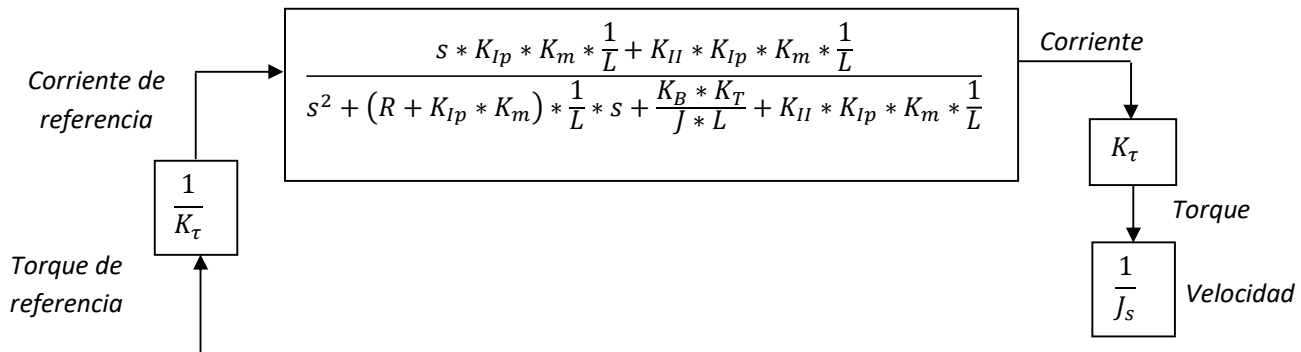


Ilustración 19. Diagrama de bloques con simplificación de función de transferencia del sistema.

4.1.4.3 Obtención de ganancias del controlador

Debido al tipo de sistema a controlar, se decidió obtener los parámetros del controlador a través del método de ubicación de polos.

Es importante mencionar que, para la propuesta de los siguientes parámetros que describen al sistema, se utilizó como referencia un escalón, posteriormente se generó la gráfica lo más cercano posible a la entrada esperada como el comportamiento de fuerza de fricción entre los compartimentos uretrales y la vaina del cistoscopio durante su interacción, tanto en un ambiente real como en uno diagnosticado con Hiperplasia prostática benigna (HPB). Obteniendo los siguientes resultados:

Máximo sobre impulso $M_p \leq 5\%$
 Tiempo de establecimiento $t_s \leq 1 \text{ seg}$
 Error de estado estacionario $e_{ss} < 10\%$

Con el propósito de obtener el coeficiente de amortiguamiento ζ y la frecuencia natural no amortiguada ω_n del sistema según las especificaciones anteriores, se realizaron las siguientes estimaciones:

$$\zeta = \frac{\sqrt{\ln^2\left(\frac{M_P}{100}\right)}}{\pi^2 + \ln^2\left(\frac{M_P}{100}\right)} \rightarrow \zeta = 0.69$$

$$\omega_n = \frac{4}{t_{sc}} \rightarrow \omega_n = 5.797$$

Tomando en consideración los siguientes parámetros para la estimación de ganancias, $L = 0.17$; $J = 0.42$; $R = 1.67$; $K_B = 0.147$; $K_T = 0.8$, e igualando con la ecuación general de sistemas de segundo orden:

$$s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2$$

Igualando términos del denominador de la función de transferencia que describe generalmente al controlador de corriente con los términos correspondientes de la ecuación general, se obtienen los valores de las ganancias respectivamente.

$$\begin{aligned} (R + K_{Ip} \cdot K_m) \cdot \frac{1}{L} &= 2 \zeta \omega_n \\ \frac{K_B \cdot K_T}{I \cdot L} + K_{Il} \cdot K_{Ip} \cdot K_m \cdot \frac{1}{L} &= \omega_n^2 \end{aligned}$$

Por lo que, obtenemos los siguientes valores de ganancias:

$$\rightarrow K_{IP} = 12.5998$$

$$\rightarrow K_{II} = 4.4841$$

4.1.4.4 Modelado y simulación de sistema

Con base en la función de transferencia que describe al sistema en general y sus ganancias, se prosigue a simular en Simulink, como se puede ver a continuación.

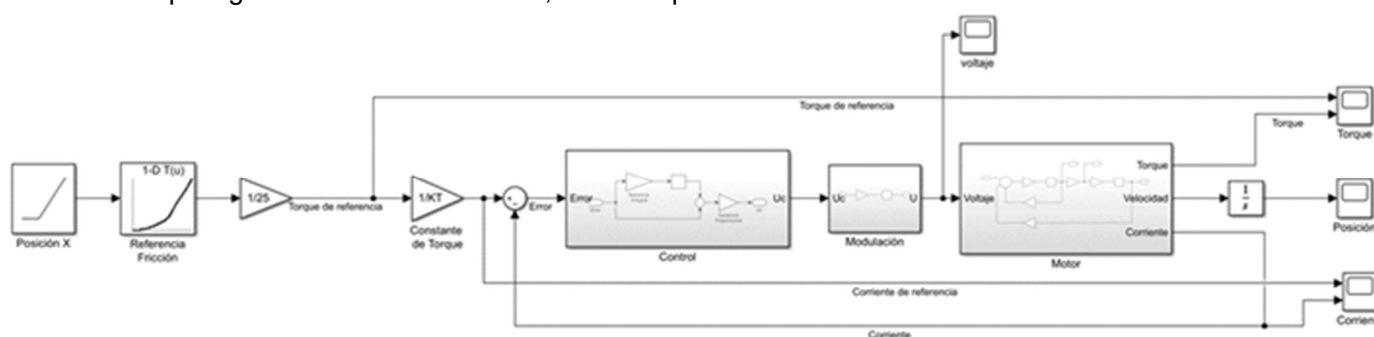


Ilustración 20. Diagrama de bloques del sistema completo simulado en Simulink.

A continuación, se muestra la composición interna de los diagramas de bloques de los subsistemas de Control, Modulación y Motor.

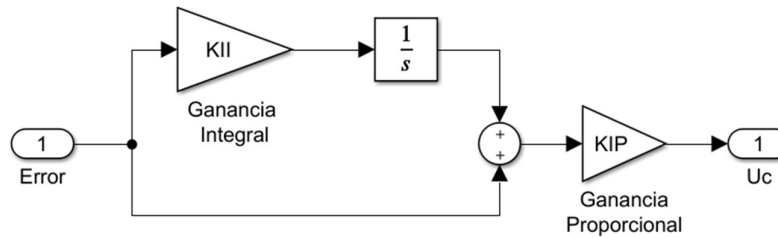


Ilustración 21. Diagrama de bloques del subsistema de Control.

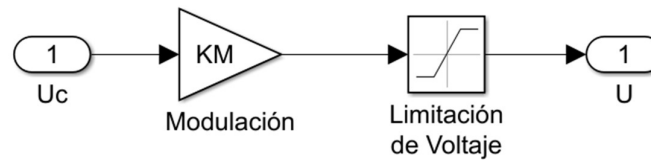


Ilustración 22. Diagrama de bloques del subsistema de Modulación.

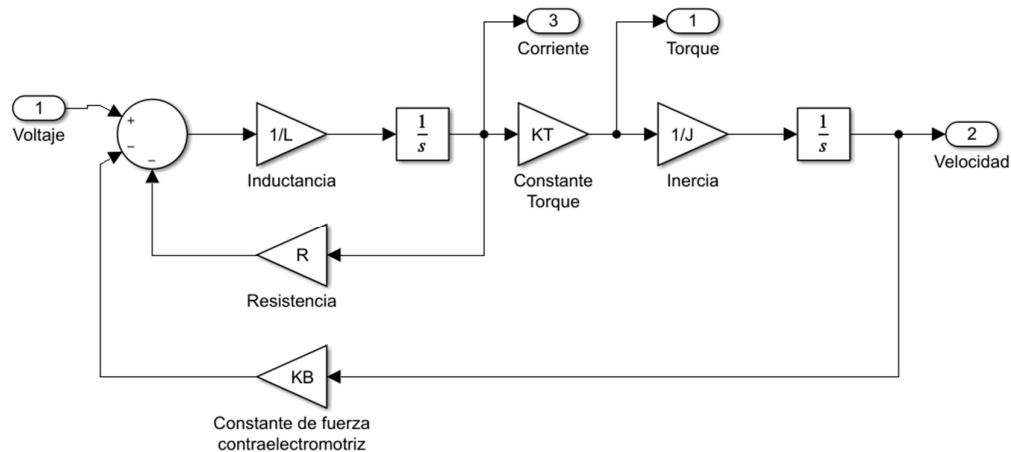


Ilustración 23. Diagrama de bloques del subsistema del Motor.

Con base en el seguimiento que demuestra la simulación de las gráficas de interés en un paciente sano y uno diagnosticado con HPB, se obtuvieron controladores de torque y de corriente para ambos casos, lo cual relaciona directamente el control que se aplicará eléctricamente al motor que generará la presión correspondiente al área en cuestión con respecto a la interacción que se presente entre la vaina del cistoscopio y las paredes uretrales.

A continuación, se muestra dicho comportamiento gráficamente.

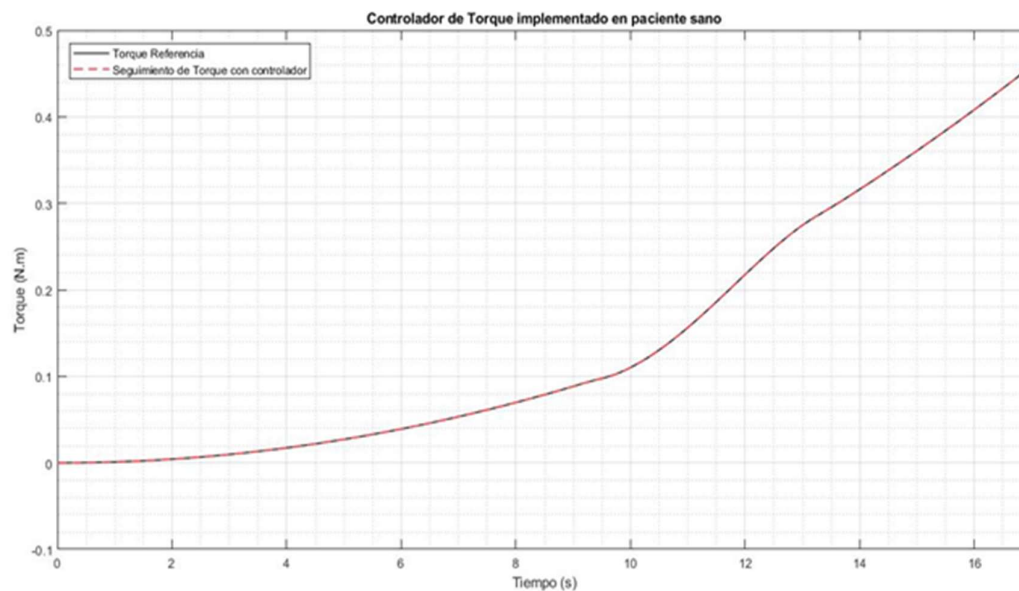


Ilustración 24. Gráfica de controlador de Torque implementado en paciente sano.

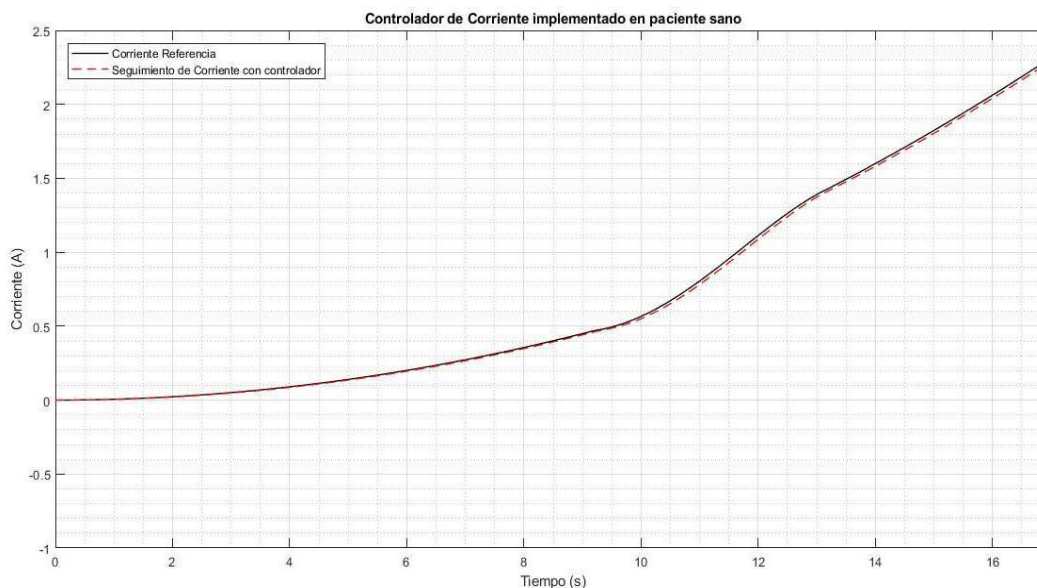


Ilustración 25. Gráfica de controlador de Corriente implementado en paciente sano.

Debido a que, el objetivo del prototipo también es poder simular el ambiente de un paciente diagnosticado con Hiperplasia Prostática Benigna, se prosiguió a implementar los controladores para comparar los comportamientos de ambos casos.

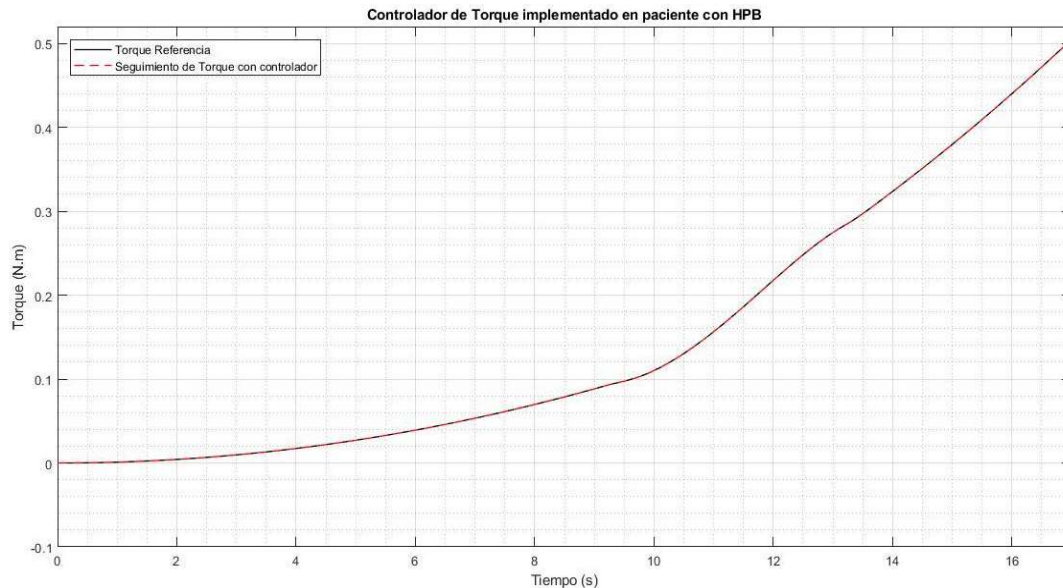


Ilustración 26. Gráfica de controlador de Torque implementado en paciente con HPB.

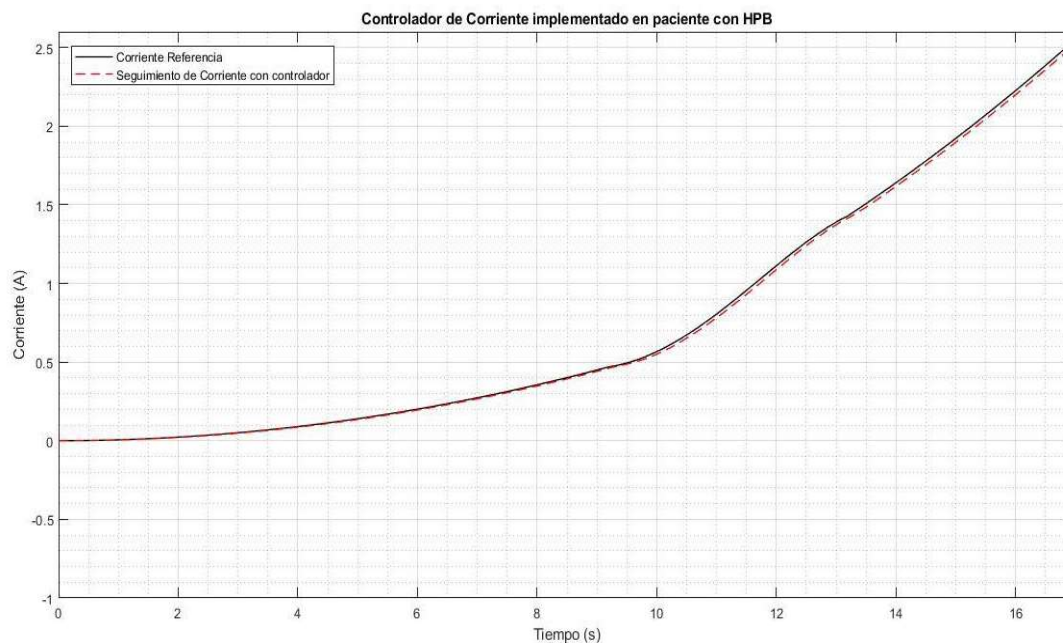


Ilustración 27. Gráfica de controlador de Corriente implementado en paciente con HPB.

El seguimiento de las gráficas obtenidas anteriormente son la base para emular la presión que se presenta al introducir la vaina, generando la fuerza sobre la pinza del prototipo dependiendo de la posición en la que se encuentre ubicado el usuario debido a que los diámetros difieren en cada zona uretral.

4.1.4.4 Implementación de controlador

La propuesta inicial como se menciona anteriormente fue un control del sistema únicamente por corriente, sin embargo, después de semanas de análisis y pruebas, se identificó una forma de optimizar el desempeño de este. Refiriéndonos a que, el control del abrir y cerrar de la pinza de presión del sistema háptico únicamente con corriente ya sea incremental o instantáneamente, podía ser deficiente en algunos casos, pues los valores tabulados por medio de pruebas generadas levantando pesas desde 100 gr hasta 500 gr en intervalos de 100 unidades, arrojaron valores sobrepuestos.

Para demostrar dicho análisis, se muestran tabulaciones, gráficas e imágenes adquiridas desde DYNAMIXEL Wizard 2.0. Esto para fundamentar la elección del cambio de control a posición-corriente, debido a que las gráficas no muestran el comportamiento deseado, es decir, el valor central como moda de todos los datos.

Se prosiguió a tabular las distintas corrientes demandadas por el motor con respecto al peso elevado con un ángulo inicial de 90° , además se obtuvieron los torques generados por cada peso posicionado en forma vertical respectivamente. Es importante mencionar que, para obtener los torques se utilizó la distancia entre la posición de la pesa y el centro del motor la cual es 0.041 m, así como la constante de gravedad conocida como 9.81 m/s^2 .



Ilustración 28. Ángulo inicial posicionado para levantar pesos y medir corriente demandada.



Ilustración 29. Distancia medida entre centro de motor y punto de palanca (0.041 m).

Tabla 11. Torques calculados por pesos de 100gr a 500 gr respectivamente.

Torque	
100 gr	0.040221 N·m
200 gr	0.080442 N·m
300 gr	0.120663 N·m
400 gr	0.160884 N·m
500 gr	0.201105 N·m

Tabla 12. Tabulación de pruebas en corriente instantánea al motor en DYNAMIXEL Wizard 2.0.

Corriente Instantánea					
Variable	Peso 1 (kg)	Peso 2 (kg)	Peso 3 (kg)	Peso 4 (kg)	Peso 5 (kg)
Peso (kg)	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5
Prueba 1	13	30	30	40	42
Prueba 2	16	26	34	44	42
Prueba 3	12	29	31	42	41
Prueba 4	13	25	32	41	41
Prueba 5	13	26	35	41	41
Prueba 6	16	28	37	47	40
Prueba 7	18	27	34	48	40
Prueba 8	17	26	34	43	40
Prueba 9	20	24	33	46	39
Prueba 10	17	29	35	47	38
Prueba 11	20	29	38	46	38
Prueba 12	18	23	37	44	40
I promedio (raw)	16.08333333	26.833333	34.166667	44.083333	40.1666667
I promedio (mA)	54.04	90.16	114.8	148.12	134.96

Tabla 13. Tabulación de pruebas en corriente incremental al motor en DYNAMIXEL Wizard 2.0.

Corriente Incremental					
Variable	Peso 1 (kg)	Peso 2 (kg)	Peso 3 (kg)	Peso 4 (kg)	Peso 5 (kg)
Pesos (kg)	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5
Prueba 1	14	25	35	54	65
Prueba 2	18	30	35	54	73
Prueba 3	17	25	39	54	56
Prueba 4	19	26	39	51	43
Prueba 5	20	29	38	54	50
Prueba 6	14	23	31	47	65
Prueba 7	19	29	45	53	53
Prueba 8	18	29	41	52	48
Prueba 9	17	28	38	52	55
Prueba 10	21	30	39	49	55
Prueba 11	20	29	43	56	46
Prueba 12	19	26	36	51	74
I promedio (raw)	18	27.416667	38.25	52.25	56.9166667
I promedio (mA)	60.48	92.12	128.52	175.56	191.24

Tomando en cuenta las corrientes promedio en miliamperios, se prosiguió a graficar los datos de corriente contra torque respectivamente con el propósito de analizar su comportamiento.

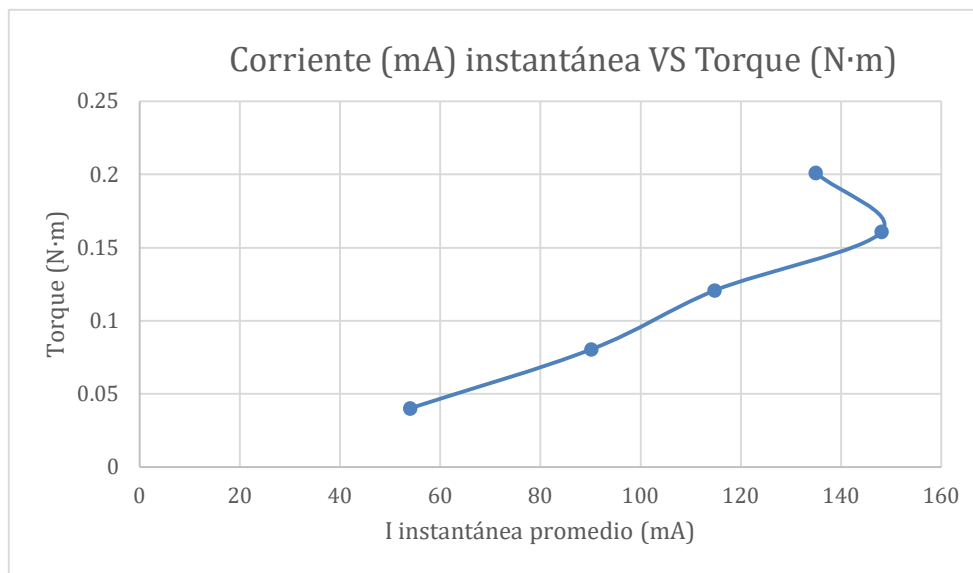


Ilustración 30. Gráfica de relación entre promedio de corriente instantánea en mA contra torque calculado.

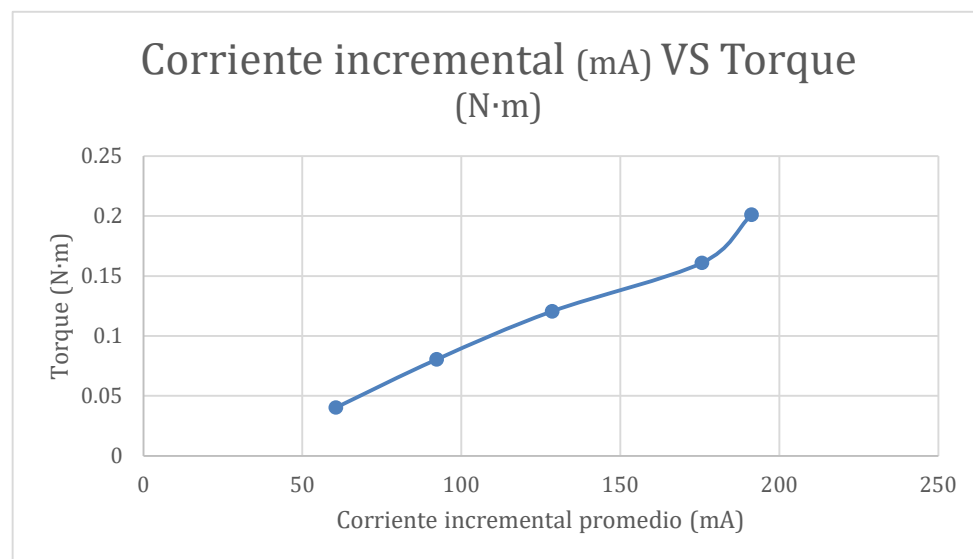


Ilustración 31. Gráfica de relación entre promedio de corriente incremental en mA contra torque calculado.

Debido a la elección de control a posición-corriente, se presentan gráficas obtenidas a través de las pruebas de la demanda únicamente de corriente, las cuales no muestran el comportamiento deseado de una campana o pirámide.

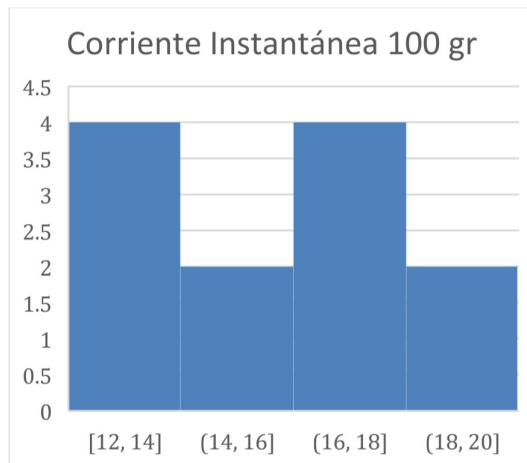


Ilustración 33. Gráfica corriente instantánea 100 gr.

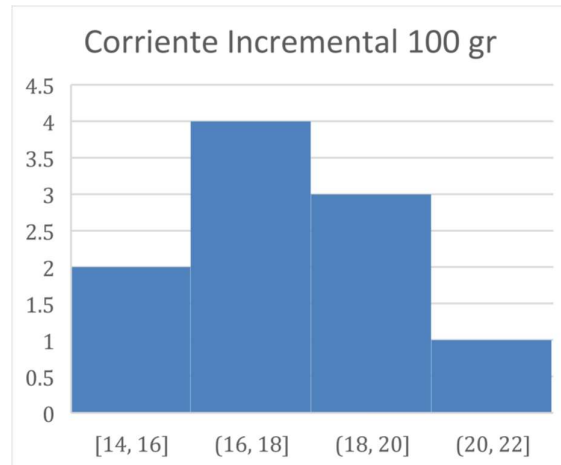


Ilustración 32. Gráfica corriente incremental 100 gr.

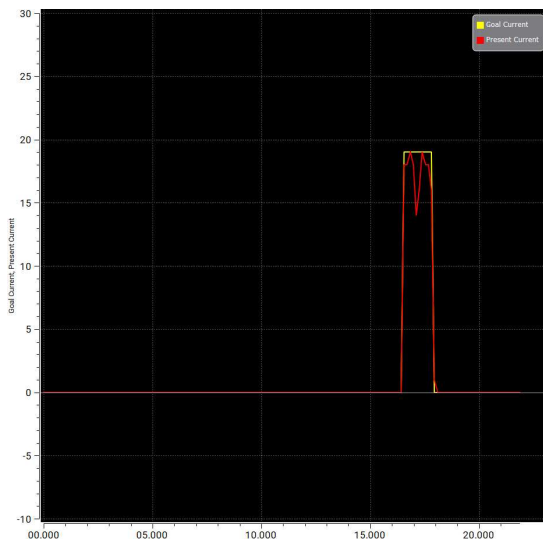


Ilustración 34. Corriente instantánea 100 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.

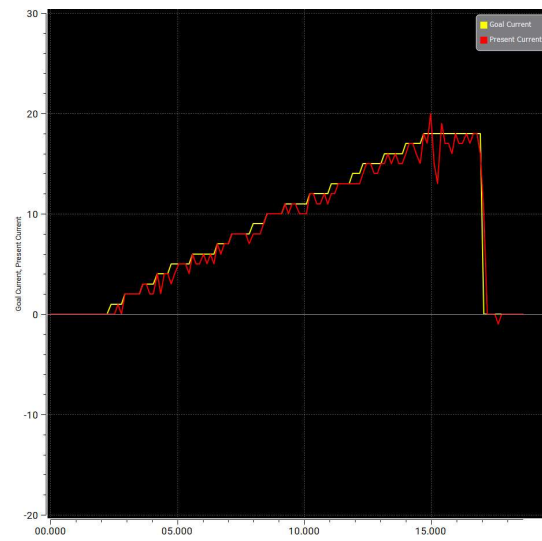


Ilustración 35. Corriente incremental 100 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.

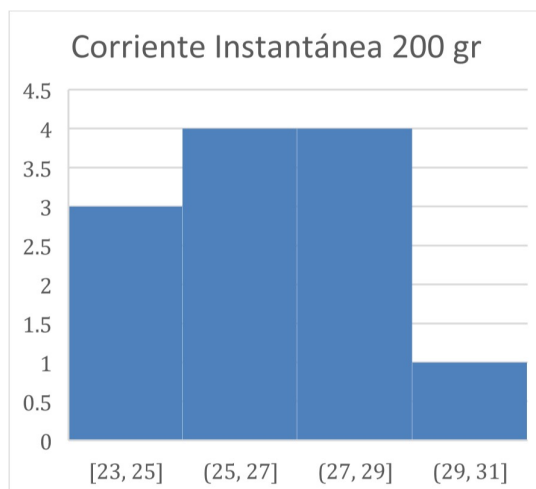


Ilustración 36. Gráfica corriente instantánea 200 gr.

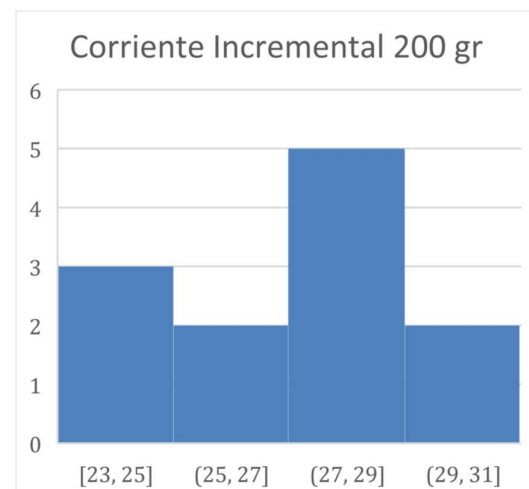


Ilustración 37. Gráfica corriente incremental 200 gr.

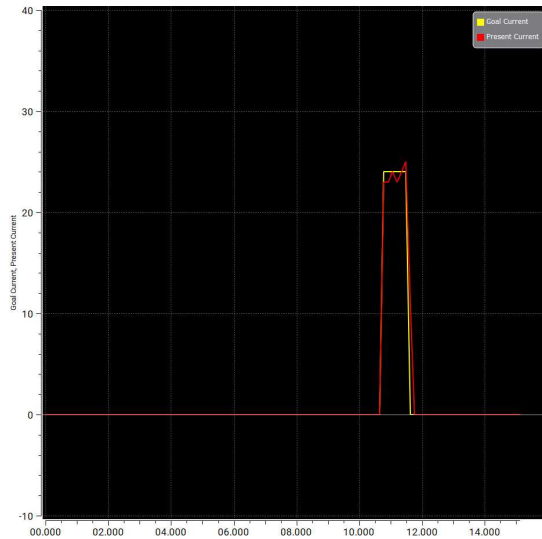


Ilustración 39. Corriente instantánea 200 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.

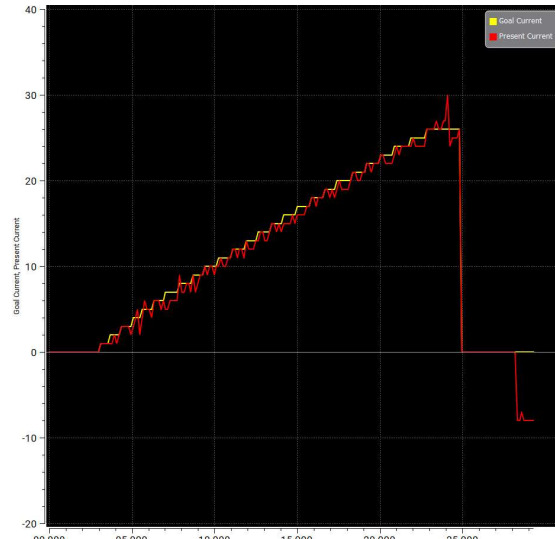


Ilustración 38. Corriente incremental 200 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.

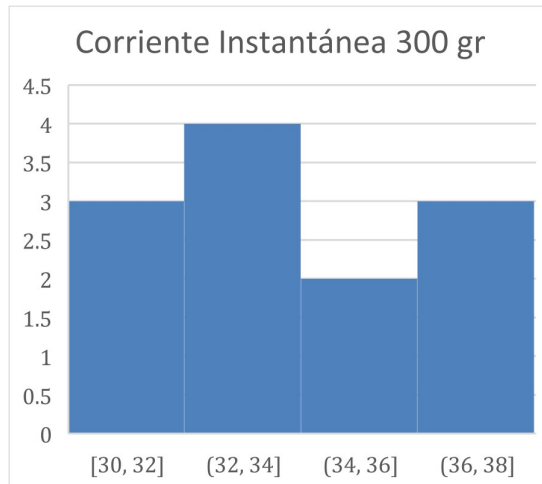


Ilustración 41. Gráfica corriente instantánea 300 gr.

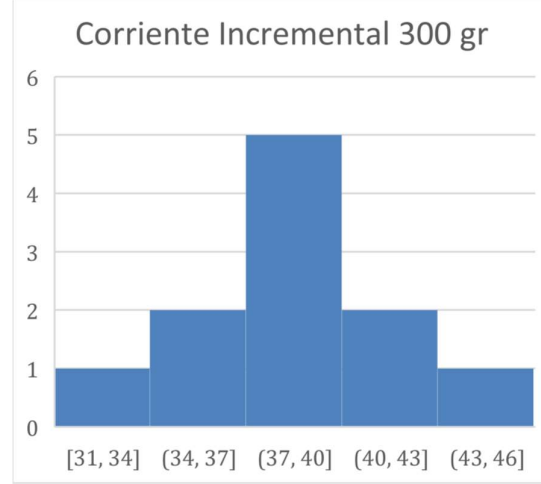


Ilustración 40. Gráfica corriente incremental 300 gr.

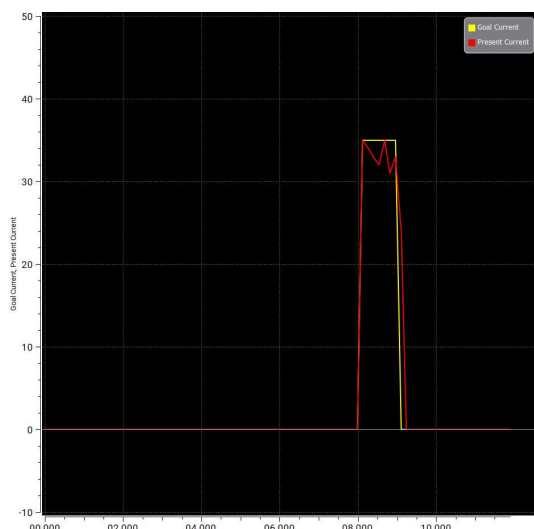


Ilustración 42. Corriente instantánea 300 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.

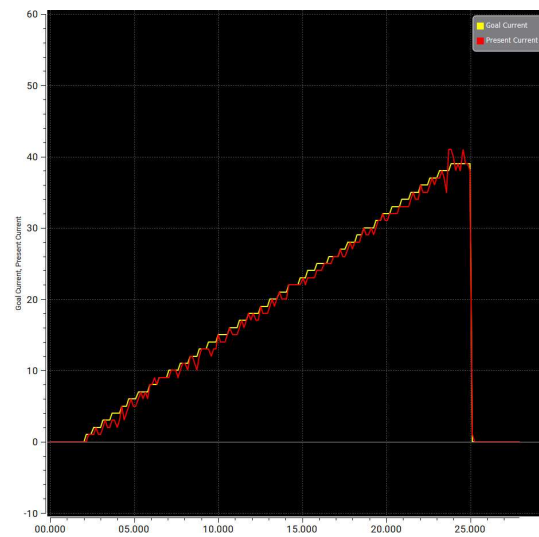


Ilustración 43. Corriente incremental 300 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.

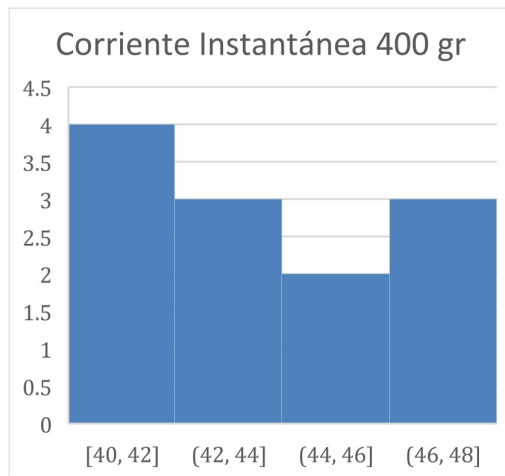


Ilustración 44. Gráfica corriente instantánea 400 gr.

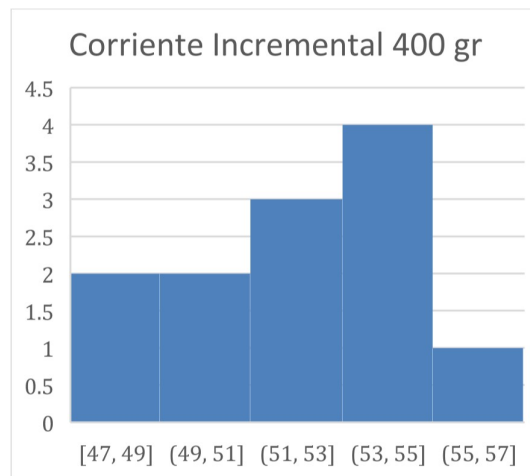


Ilustración 45. Gráfica corriente incremental 400 gr.

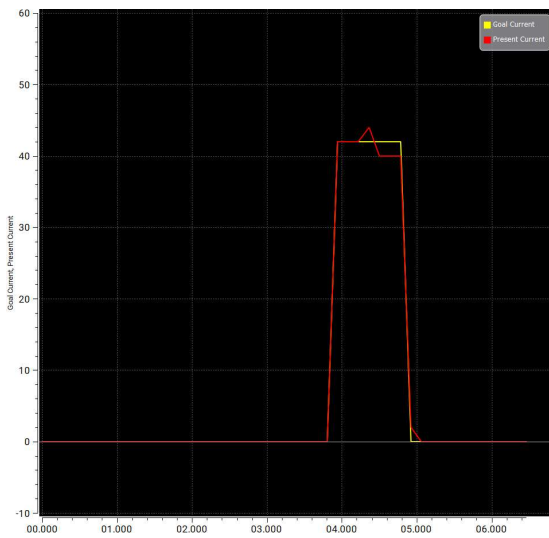


Ilustración 47. Corriente instantánea 400 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.

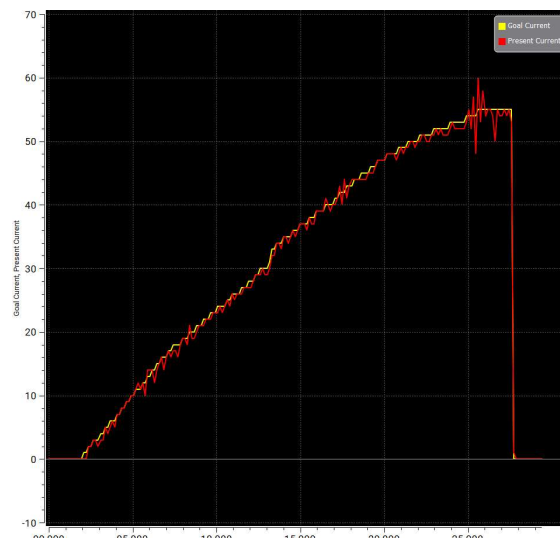


Ilustración 46. Corriente incremental 400 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.

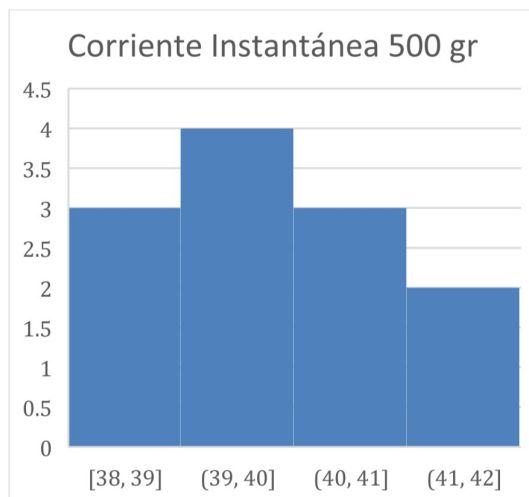


Ilustración 49. Gráfica corriente instantánea 500 gr.

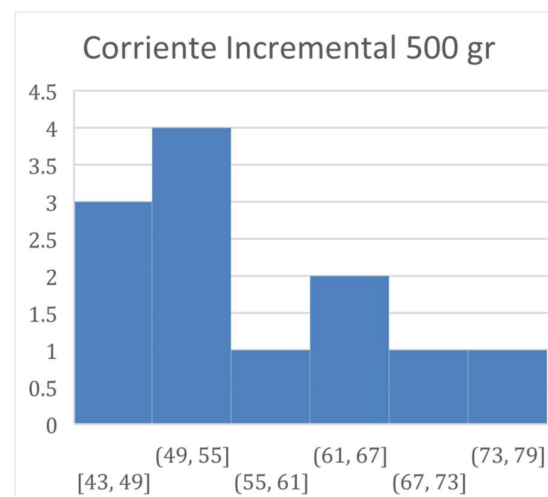


Ilustración 48. Gráfica corriente incremental 500 gr.

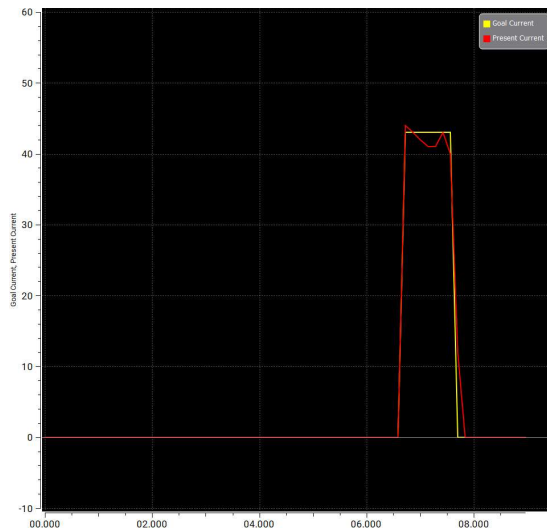


Ilustración 51. Corriente instantánea 500 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0

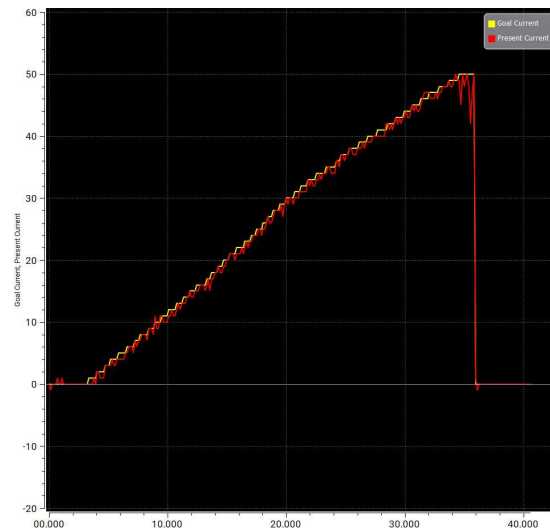


Ilustración 50. Corriente incremental 500 gr con DYNAMIXEL Wizard 2.0.

Finalmente se decide implementar un control posición-corriente, el cual de igual manera se encuentra inmerso en el motor Dynamixel empleado, así se obtendrá mayor precisión al manipular la pinza que emulan las características de la uretra y vejiga.

Además, la medición de los datos se puede limitar tanto por posicionamiento de los engranes del motor, como por los valores de miliamperios que demande el mismo pues los valores diametrales que difieren entre una posición y otra dentro de la uretra según la ubicación del usuario, tienen un rango reducido.

4.1.5 Acondicionamiento de sensores y actuadores

El propósito principal de esta sección es obtener los datos de tres diferentes tipos de movimiento del cistoscopio: traslación y rotación de la vaina, así como el movimiento de arriba hacia abajo de la punta de esta.

Para esto, los encoders incrementales se medirán directamente con las entradas digitales del Arduino UNO. El Joystick será alimentado con la fuente del mismo microcontrolador, y solamente se utilizará un canal de los dos potenciómetros que posee el joystick, y se conectará a una entrada analógica para su lectura. Finalmente, se usará el puerto serie, pines Rx y Tx del microcontrolador, junto con un pin adicional de dirección para la comunicación serie con la tarjeta Dynamixel Shield, la que a su vez se conecta al motor Dynamixel MX-64R usando el protocolo de comunicación RS-485.

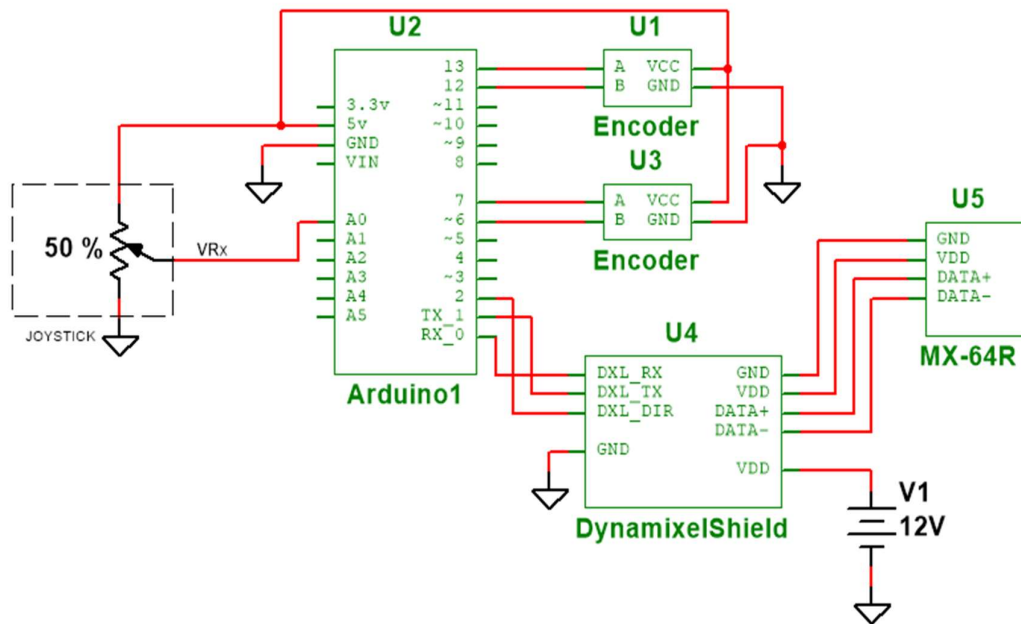
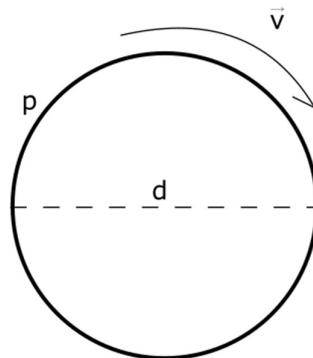


Ilustración 52. Acondicionamiento del sistema respecto a los sensores y actuadores en cuestión.

4.1.5.1 Adaptación de acondicionamiento de sensores y actuadores a un microcontrolador

Para obtener a la velocidad de traslación y la velocidad del movimiento de rotación (supinación y pronación), es necesario realizar una conversión de pulsos del encoder a milímetros y utilizar el tiempo para determinar la velocidad en milímetros/segundos.

Es necesario determinar la traslación de la vaina sobre el encoder para una revolución, a través del perímetro del rodillo es posible determinar esta distancia de traslación, ya que cada revolución del encoder corresponde al perímetro del rodillo.



$$P = \pi * d$$

Donde d es el diámetro del rodillo.

$$Velocidad = \frac{P * revoluciones}{\Delta t} [mm/s]$$

Para obtener las revoluciones es necesario contar los pulsos que genera el encoder en el tiempo que se mide (Δt), y dividirse entre el máximo número de pulsos que posee el encoder.

$$Velocidad = \frac{P * pulsos}{maxPulsos * \Delta t} [mm/s]$$

Para ambos encoders, los pulsos máximos son 600, el tiempo es medido dentro del controlador, y el perímetro es $P1 = 65.9$ mm para el encoder encargado de detectar la traslación y $P2 = 150.7$ mm para el encoder encargado de detectar la rotación.

La programación del microcontrolador se llevó a cabo en el entorno de desarrollo de Arduino. El flujo del programa consiste en primero configurar las conexiones, los encoders se conectaron a puertos digitales como se muestra en la Ilustración 52, configurándolos como entrada. Además, se configura una interrupción a un pin del encoder que detecta la rotación, solo es posible asignar una interrupción debido a la cantidad limitada de puertos con interrupción presentes en el Arduino UNO. Para el otro encoder la detección de cambio de estado se realiza en el ciclo principal.

Es necesario la configuración inicial para la conexión con el motor, indicando la velocidad de la comunicación, selección del ID del motor, y el modo de operación del motor.

El ciclo principal consta de 3 procesos principales: detectar los pulsos generados por los encoders, leer y enviar los datos de los sensores al entorno virtual, y finalmente enviar los datos del entorno virtual al sistema háptico.

En el caso del encoder encargado de medir la rotación, los pulsos son detectados por medio de una interrupción, al momento en que se detecta un pulso, se comparan los dos canales del encoder, estas comparaciones hacen que se incrementa o decrementa una variable, este valor puede ser positivo o negativo, lo que indica el sentido de giro. En el caso donde no se tiene la interrupción, constantemente se monitorea la entrada digital de un pin del encoder en busca de un cambio de estado.

Cada 20 milisegundo se envían los datos a la computadora por medio del puerto serie, para ellos es necesario calcular la velocidad de giro y la velocidad lineal de cada encoder. Además, antes del envío, se realiza la lectura de posición del Joystick, esta lectura se realiza por el puerto analógico al que se encuentra conectado, obteniendo un valor entre 0 y 1023, donde 512 es el valor ideal cuando el Joystick está en reposo. Este valor no siempre es el ideal, por este motivo se consideró un error de $\pm 10\%$.

Una vez enviado los datos, se comprueba el puerto serie conectado a la computadora en busca de datos recibidos, estos datos son separados y enviados al servomotor. Debido a que el servomotor Dynamixel MX-64R posee su propio sistema de control, solo es necesario enviar la referencia de la corriente y posición a seguir, estos dos valores son calculados por el

entorno virtual y llegan al microcontrolador por el puerto serie conectado a la computadora y se reenvían por la conexión con la tarjeta Dynamixel Shield.

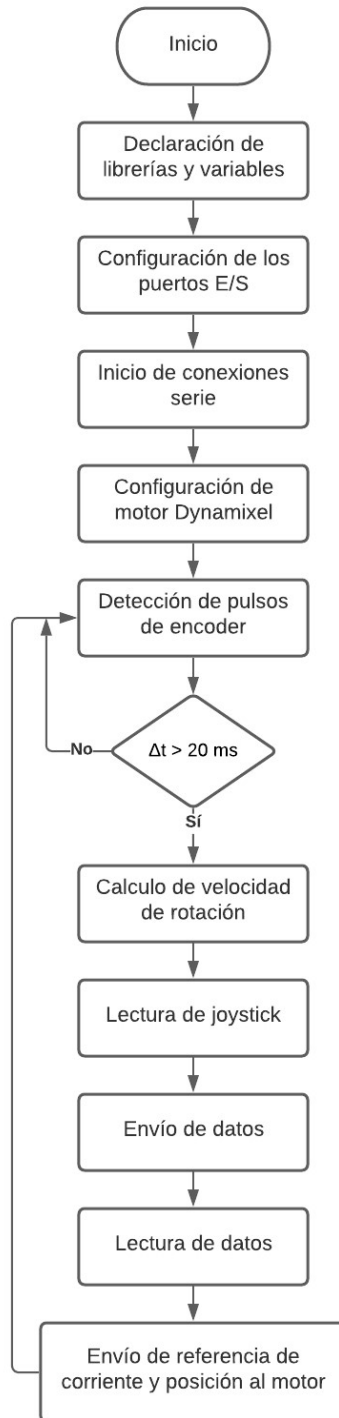


Ilustración 53. Diagrama de flujo del programa en Arduino UNO.

En color azul se muestra el comportamiento del encoder encargado del movimiento de translación hacia adelante y atrás, mientras que en color rojo se leen los datos del encoder que lee los movimientos rotatorios o pronación y supinación. Por último, en color verde se leen los datos del joystick que como se puede observar, únicamente realiza la lectura hacia dos direcciones, en este caso arriba y abajo.

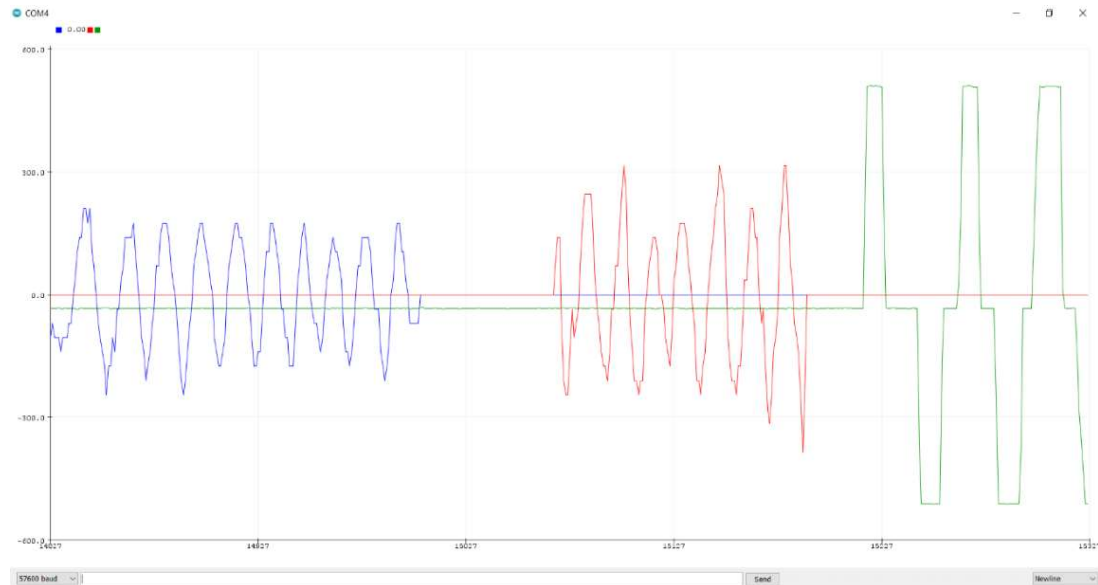


Ilustración 54. Lectura de sensores con microcontrolador.

4.1.6 Diseño del Modelo 3D

Tomando en consideración las características fisioanatómicas estimadas previamente durante el recorrido de una cistoscopia flexible desde el meato uretral hasta la vejiga, se diseñó el modelo 3D del mismo de un paciente masculino. Creado a partir de mallas en el programa Blender versión 2.92.

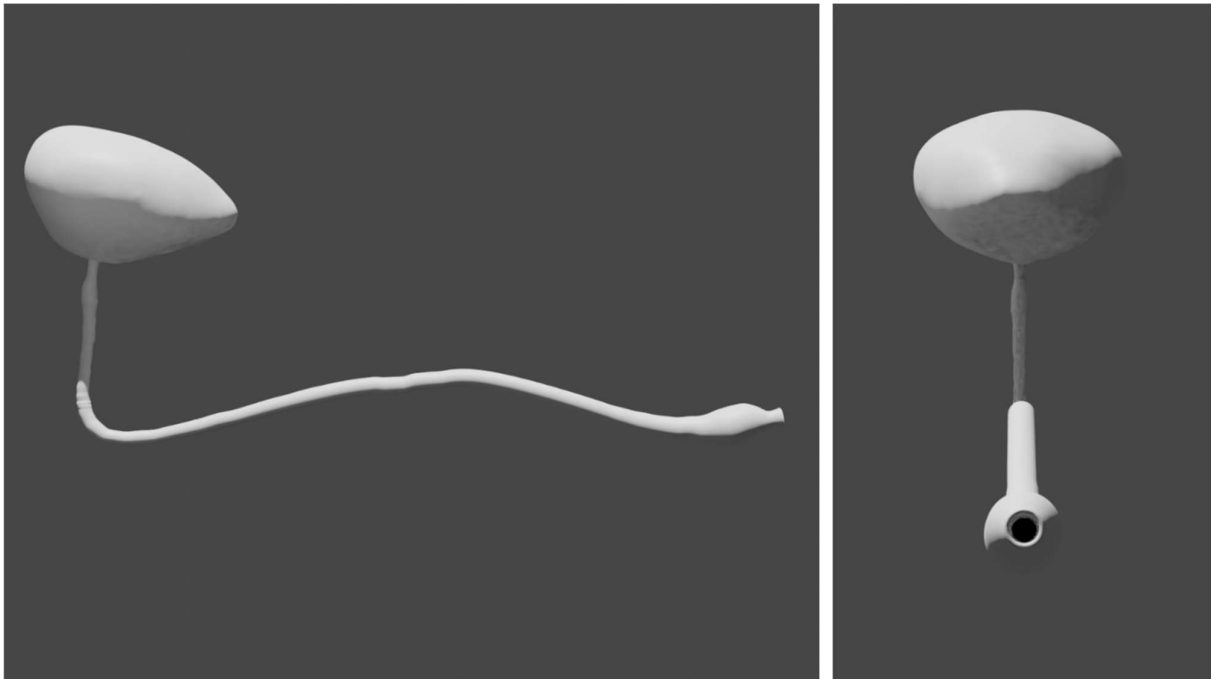


Ilustración 55. Modelo 3D de uretra y vejiga creado en Blender.

Para la creación de texturas se crearon diferentes imágenes, para la vejiga y la uretra sana, para la vejiga con cáncer y para la vejiga con cistitis, estas imágenes son la base de color de la textura. A partir de las imágenes se crearon mapas normales, estos mapas le darán relieve, además de modificar la forma en que la luz interactúa con la superficie del modelo.



Ilustración 56. Modelo virtual 3D de sistema endourológico vista lateral.

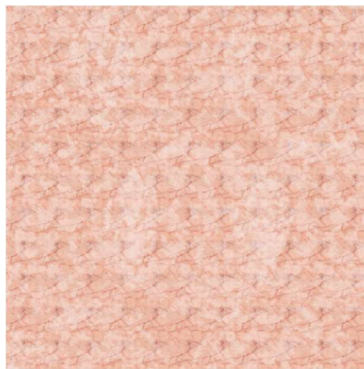


Ilustración 59a. Base de color para uretra y vejiga sana.

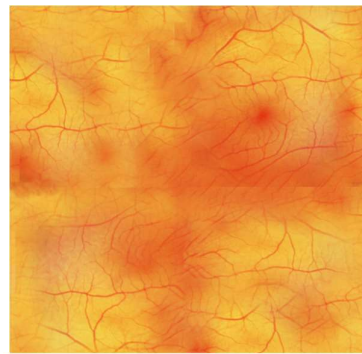


Ilustración 59b. Base de color para vejiga con cistitis.

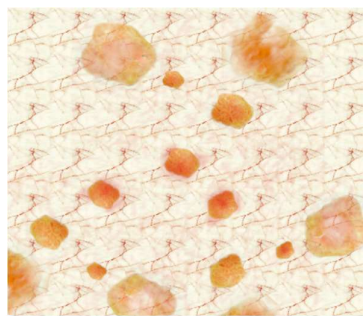


Ilustración 59c. Base de color para vejiga con cáncer.



Ilustración 62a. Mapa normal para uretra y vejiga sana.

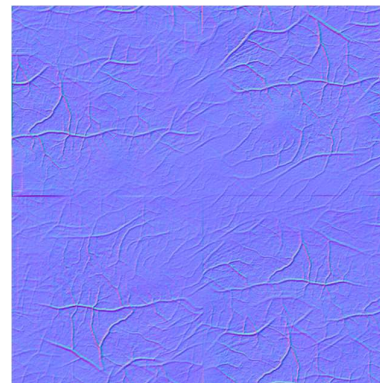


Ilustración 62b. Mapa normal para vejiga con cistitis.

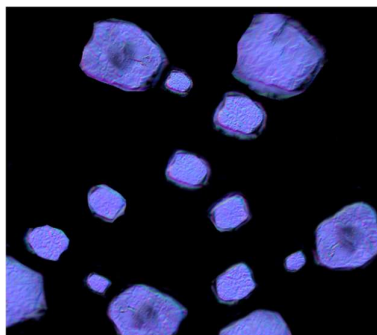


Ilustración 62c. Mapa normal para vejiga con cáncer.

4.1.6.1 Ambientación

Otro aspecto importante es la ambientación del entorno, para aumentar la sensación de inmersión se agregaron diferentes efectos visuales y modelos complementarios.

Se agregaron diferentes partículas que simulan ser restos de tejido que se generan al momento de generar fricción con la pared uretral, además de partículas de sangre y burbujas de aire que se encuentran dentro del medio.

Además de las partículas, es posible agregar efectos de post - procesamiento, como el efecto de aberración cromática, este efecto simula una distorsión óptica provocada por los lentes de la cámara que no tiene la posibilidad de enfocar los colores a la periferia.

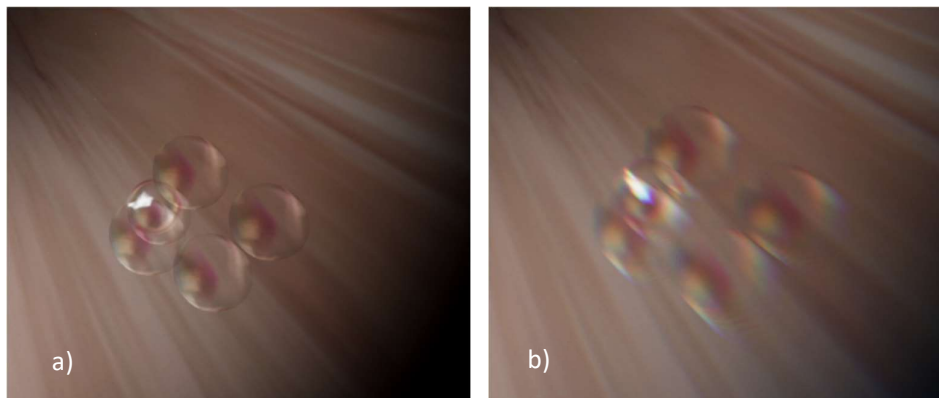


Ilustración 63. aberración cromática desactivada (a) y activada (b).

Otra opción de los efectos visuales es cambiar el entorno visual, que permite cambiar la luz del ambiente, así como crear un efecto de niebla. Se cambió esta configuración predeterminada para dar una mayor sensación de realismo.

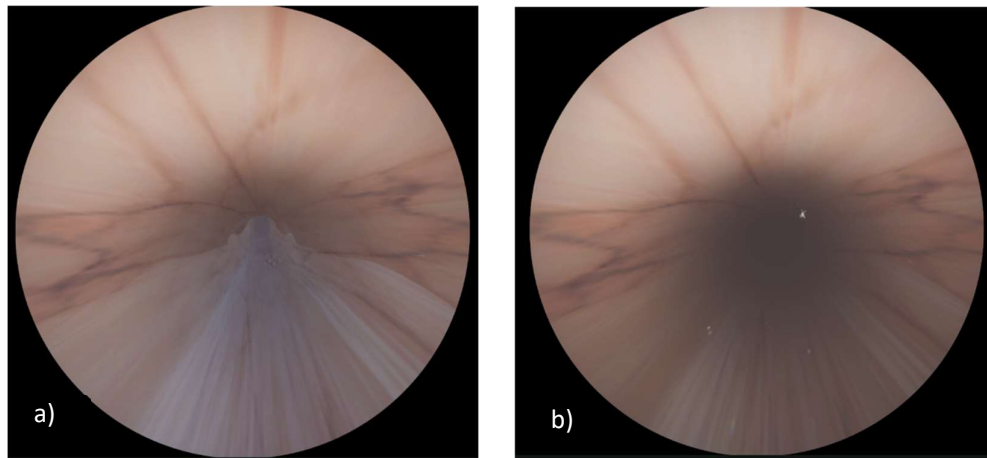


Ilustración 64. Configuración del ambiente visual predeterminado (a) y personalizado (b).



4.1.7 Programación del entorno virtual

El modelo 3D realizado anteriormente junto con otros modelos complementarios se exportaron como archivo FBX a Unity y se le aplicaron las texturas, en donde se programó el movimiento, animaciones e interacciones del cistoscopio.

Estos modelos se insertaron en una escena, en la cual se llevaría a cabo toda la simulación del entorno virtual, y se programaron las acciones correspondientes para el movimiento, y la retroalimentación de la corriente y la posición que deben ser aplicadas al motor.

4.1.7.2 Flujo de escena principal

Al iniciarse la escena principal, se inicia la conexión serie con el microcontrolador y se cargan los modelos necesarios para la patología seleccionada. Existe un estado que indica si la simulación ha iniciado, cuando la simulación no ha iniciado la pinzapo se mantienen abiertas y la pantalla está apagada para simular que la vaina aún no ha entrado, en el momento que se detecta el movimiento en alguno de los rodillos el estado de inicio de la simulación cambia, creando un evento de inicio de simulación.

Al iniciarse la simulación, se inicia un cronómetro y se reinician las variables para choques y rozamientos. Se leen los datos del microcontrolador y con base en las velocidades y posiciones leídas se mueve el cistoscopio, se calcula la distancia a la que está la vaina y se calcula la corriente que el motor aplicará, al igual que la posición del motor, este proceso se repite en cada fotograma.

En el momento que la vaina sale del simulador o se abandona la simulación se activa un evento de fin de simulación, en ese momento se finaliza el cronómetro y se guardan los datos para posteriormente pasar a la siguiente escena donde se muestran las estadísticas de la simulación.

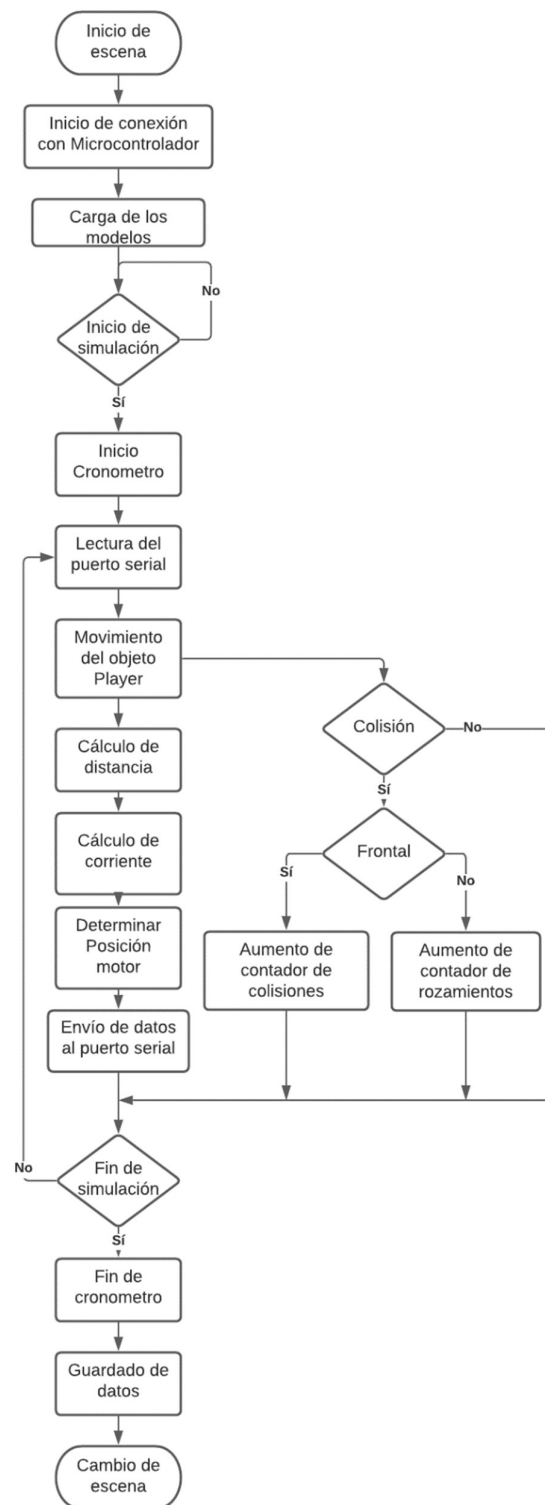


Ilustración 65 . Diagrama de flujo de la escena principal, escena Simulación.

4.1.7.2 Movimiento del cistoscopio

Para simular la punta de la vaina y la cámara del cistoscopio se creó un objeto Player, en el cual se asignan los movimientos de translación, rotación y movimiento arriba-abajo, a este objeto se le agrega una cámara como objeto hijo, el cual seguirá los movimientos del objeto Player. El objeto Player se observa en la Ilustración 66 con los movimientos que realiza.

El movimiento de translación y rotación usa la velocidad de los encoders proporcionada por el microcontrolador, esta velocidad junto con el tiempo entre cada fotograma nos indicará la distancia d que se tiene que mover el cistoscopio en la dirección indicada. Se le agregó una ganancia G , que tiene como propósito calibrar el movimiento entre la vaina y el objeto Player.

$$d = G * v * \Delta t$$

Para la traslación, se utiliza la función $\text{Translate}(\vec{d})$, que recibe como parámetro un vector, en el cual se le indica la distancia que se desplazará en cada eje, en este caso se utiliza el eje y: $\text{Translate}(0,d,0)$.

De manera similar, se utiliza la función $\text{Rotate}(\vec{r})$ para rotar el objeto Player, la función recibe como parámetro un vector con los grados que van a rotar sobre cada eje. Para el caso de movimiento de pronación y supinación, se rota sobre el eje y, mientras que el movimiento arriba-abajo de la punta de la vaina rota sobre el eje x.

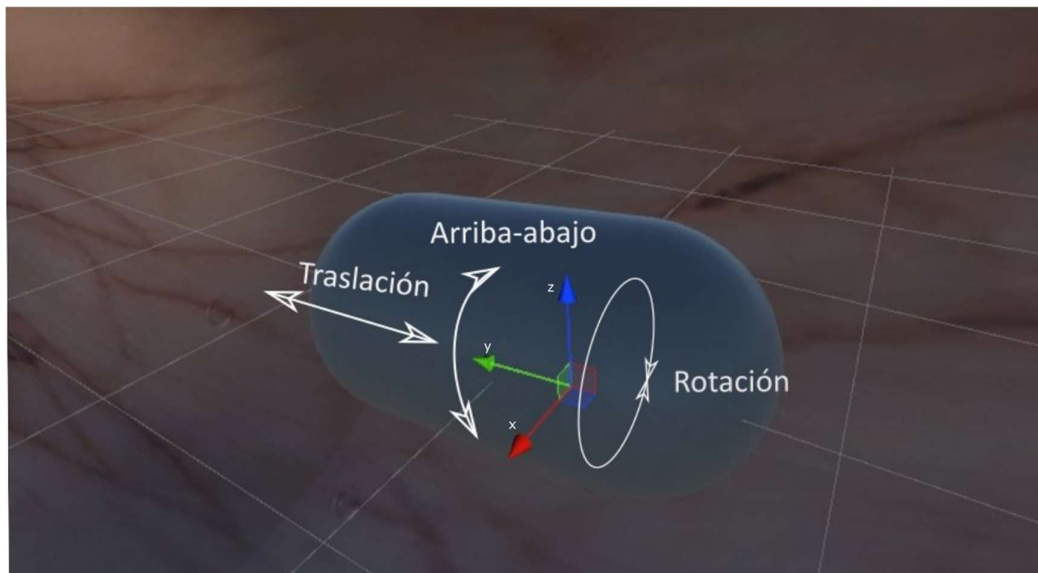


Ilustración 66. Objeto Player en el programa Unity con los movimientos que realiza.

4.1.7.3 Detección de posición y cálculo de corriente

Dentro de la escena se tiene un sistema de referencia tridimensional, por conveniencia, el modelo de la uretra se posicionó en el origen (0,0,0), a partir de ese punto se obtiene la distancia euclídea de las componentes (x, y) de la posición del objeto Player, dicha distancia es la que se usa para el cálculo de la fuerza.

La fuerza de fricción uretral que se obtuvo en los análisis previos se copia como un vector, de la que se obtendrá el valor de la fuerza según la distancia, la distancia en milímetros es el índice del vector con el cual obtendremos un valor específico para cada milímetro.

El valor de la fuerza de fricción se multiplica por una ganancia G_T , ajustable en el programa, y por la distancia del centro de rotación de las pinzas a la zona donde se ejerce la presión, que es de 0.041 m.

$$\tau(d) = G_T * 0.041 * F(d) \quad [N \cdot m]$$

A través de un ajuste lineal, según los datos experimentales obtenidos en la caracterización del motor DYNAMIXEL en la prueba con corriente incremental, se puede calcular la corriente i correspondiente a al torque τ demandado, esta corriente es enviada al motor a través de la comunicación serial con el microcontrolador para el control de la pinza.

$$i(\tau) = \frac{\tau + 0.028}{0.0011} \quad [mA]$$

4.1.7.4 Comunicación serie entre microcontrolador y entorno virtual

Para la conexión entre la computadora y el microcontrolador se utilizó una conexión serie, se utilizó un módulo convertidor USB a TTL serial PL2303, debido a que la salida de la conexión del microcontrolador pasa por la placa Dynamixel Shield y esta tiene una salida TTL serial.

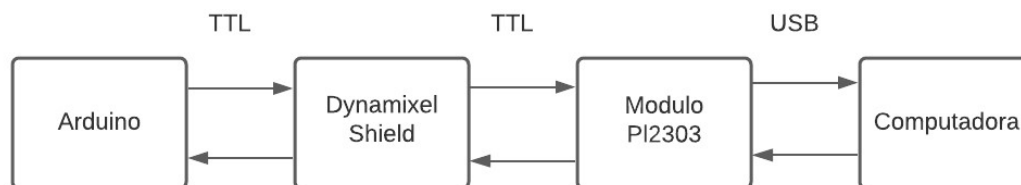


Ilustración 67. Diagrama de comunicación entre el Arduino UNO y la computadora.

La comunicación entre la computadora y el microcontrolador se establece a una velocidad de 57600 baudios, y un tiempo de espera de 30 milisegundos.

El envío de los datos se realiza cada 20 milisegundos, se hace con este tiempo para no saturar al entorno virtual, ya que hace la lectura de los datos en cada actualización de fotograma. El microcontrolador envía una cadena de caracteres, donde se tiene la velocidad de rotación,



velocidad de traslación y la posición del joystick, cada valor separado de un espacio. Data = [rotación traslación joystick]. Por ejemplo, Data = "12.0 60.0 512".

Al momento de recibir los datos, en el entorno virtual, se lee la cadena de caracteres y se separa por espacios, sabiendo el orden de los datos, se les asignan las correspondientes variables para ser usadas en el programa.

De igual manera, dentro del programa del entorno virtual, después de calcular la corriente del motor y la posición, se envían los datos al puerto serial y a su vez al microcontrolador en una cadena de caracteres, ambos datos separados por un espacio. Data = [corriente posición], por ejemplo, Data = "128 2012".

4.1.8 Diseño y construcción de mecanismo electromecánico de simulador y maneral de cistoscopio

Se diseñó e implementó el sistema electromecánico que permite la manipulación del prototipo y genere la interacción del usuario con el simulador. Esto, a través de la adaptación y configuración de los componentes estableciendo comunicación entre el acondicionamiento de sensores y actuadores y un microcontrolador.

Considerando como componentes principales a la pinza de presión como mecanismo háptico, un embudo que incita a la inserción de la vaina a través de una guía de PVC transparente implementada y dos rodillos adaptables a los encoders siendo impresos en material PETG con el propósito de emular las características del entorno objetivo debido a sus propiedades mecánicas, los cuales medirán el recorrido hacia adelante y atrás y supinación y pronación de la vaina a través de la uretra respectivamente.

Es importante mencionar que, tanto el diseño de la pinza como el de los rodillos sufrieron de diversas modificaciones ya que se buscó optimizar su funcionamiento al ser aplicados en el mecanismo.

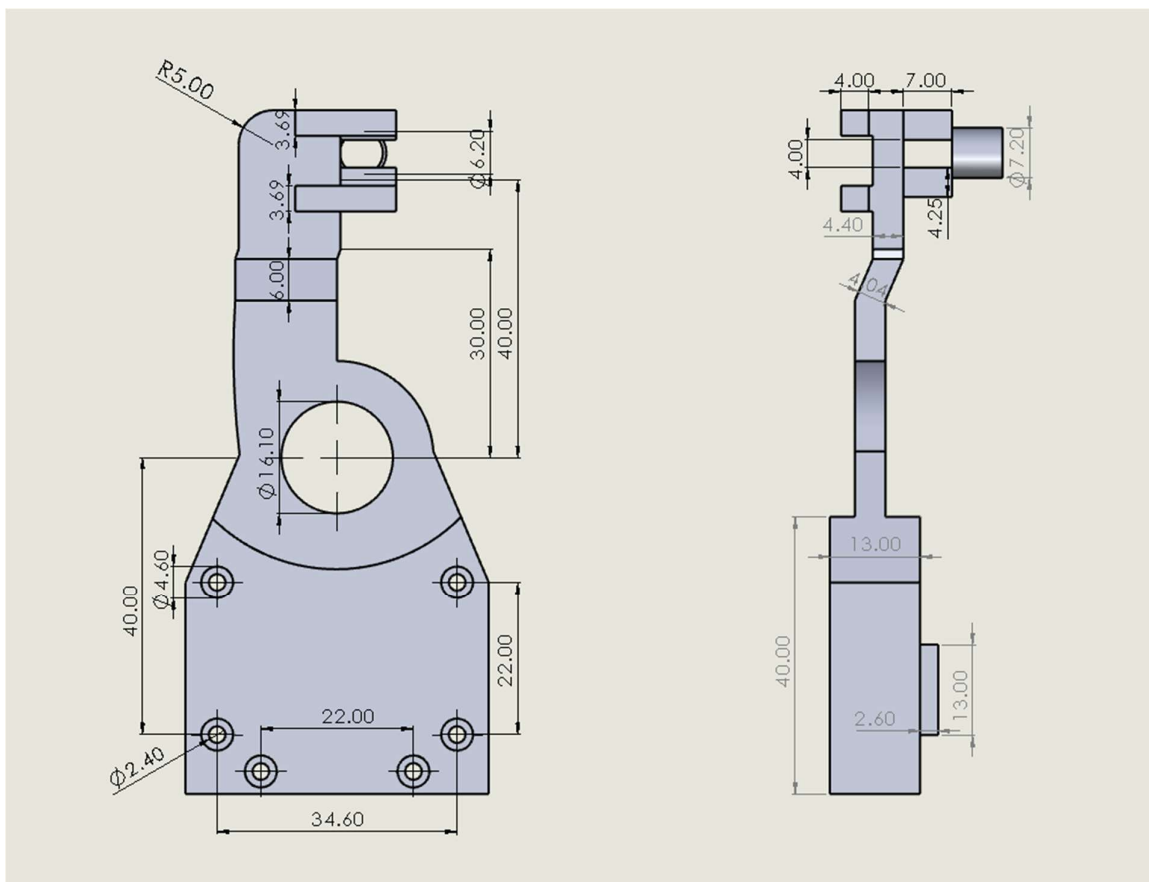


Ilustración 68. Plano parte inamovible de pinza.

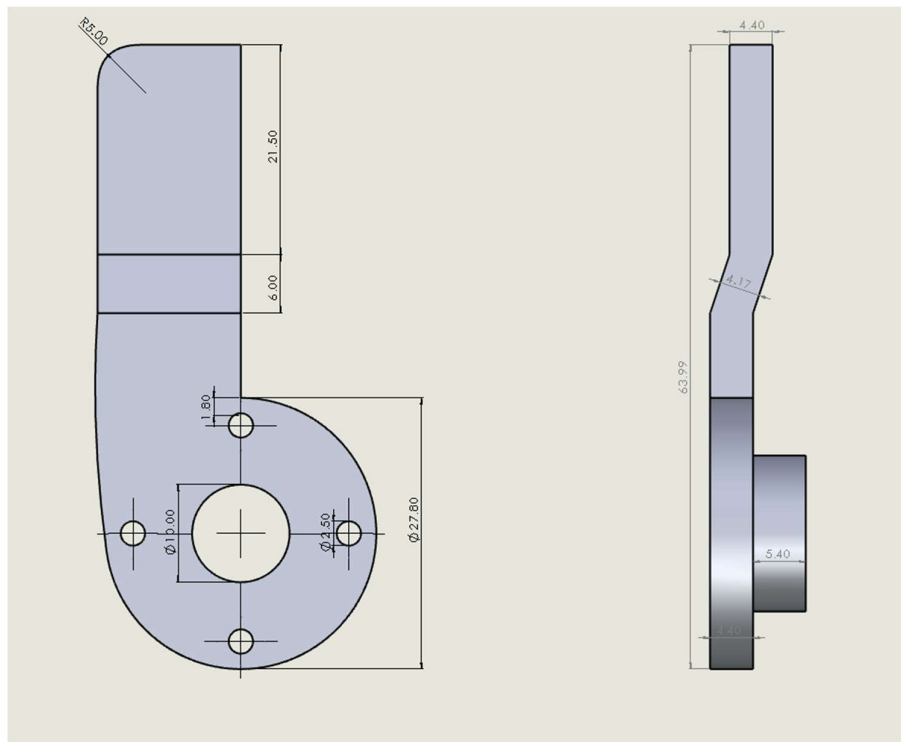


Ilustración 69. Plano parte móvil de pinza.

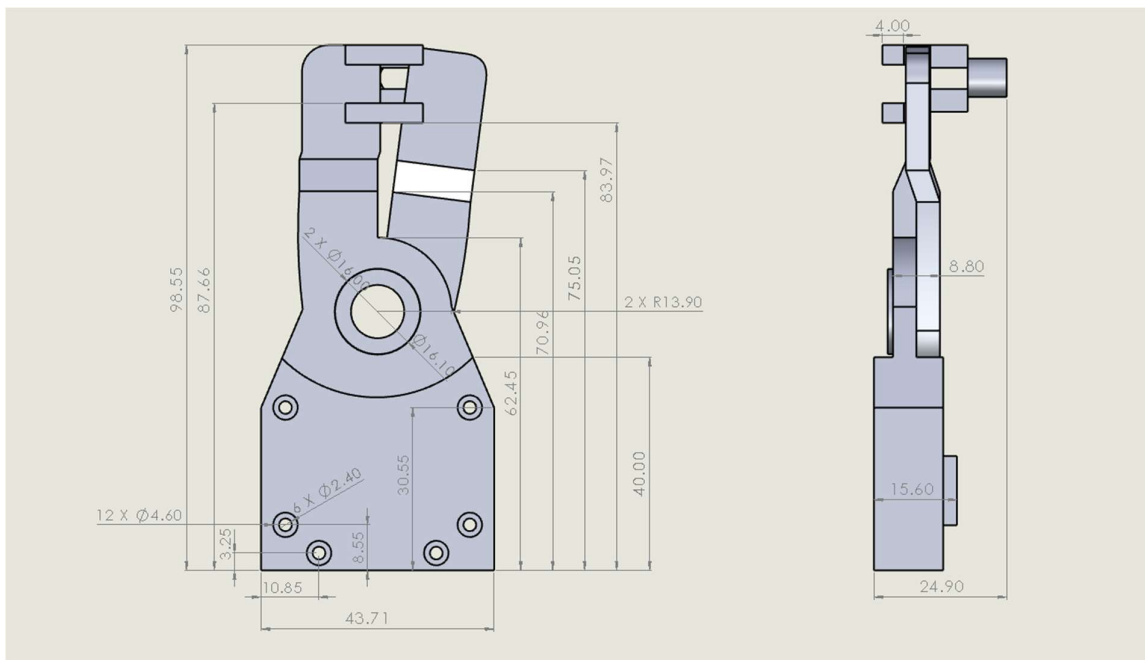


Ilustración 70. Plano ensamble de pinza.

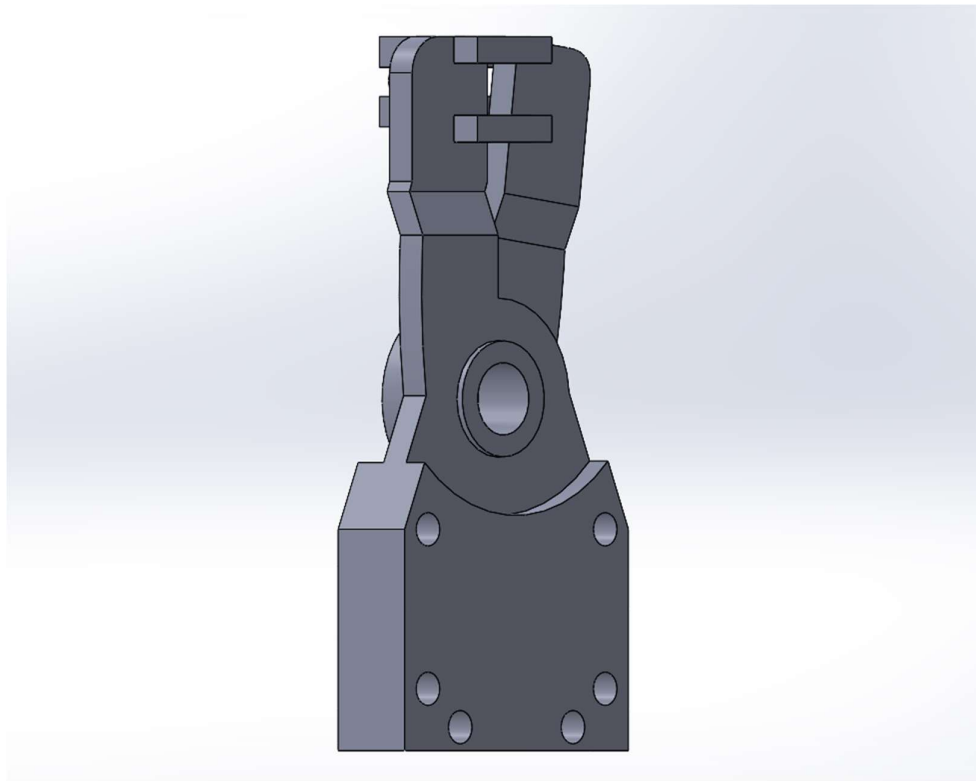


Ilustración 71. Simulación en SolidWorks de pinza como mecanismo háptico vista frontal.

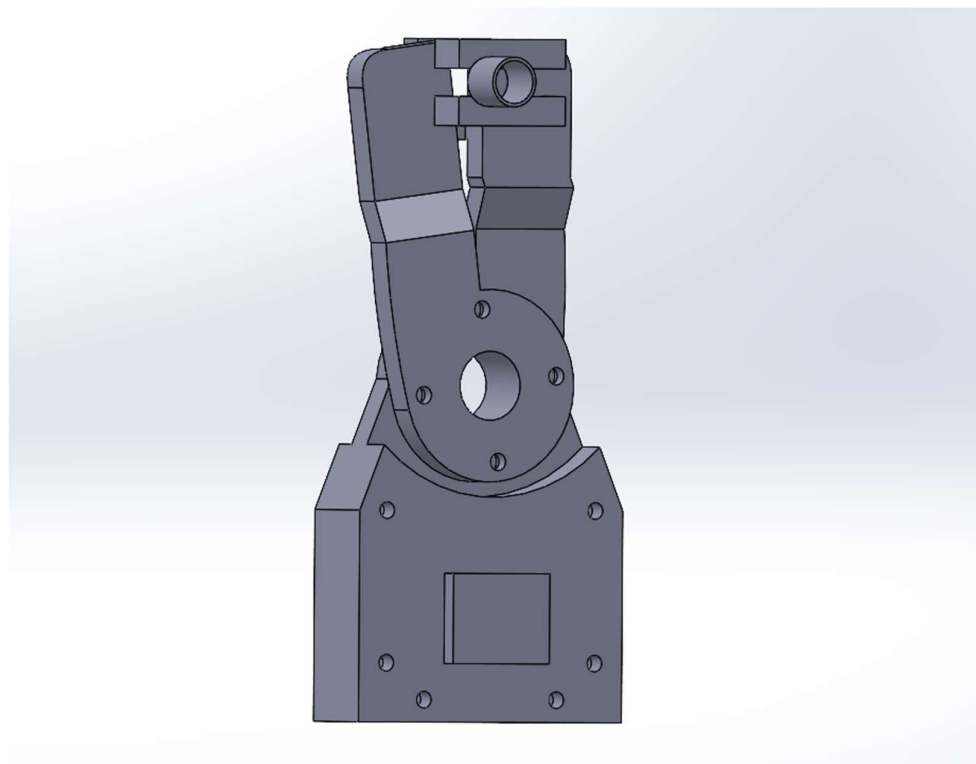


Ilustración 72. Simulación en SolidWorks de pinza como mecanismo háptico vista posterior.

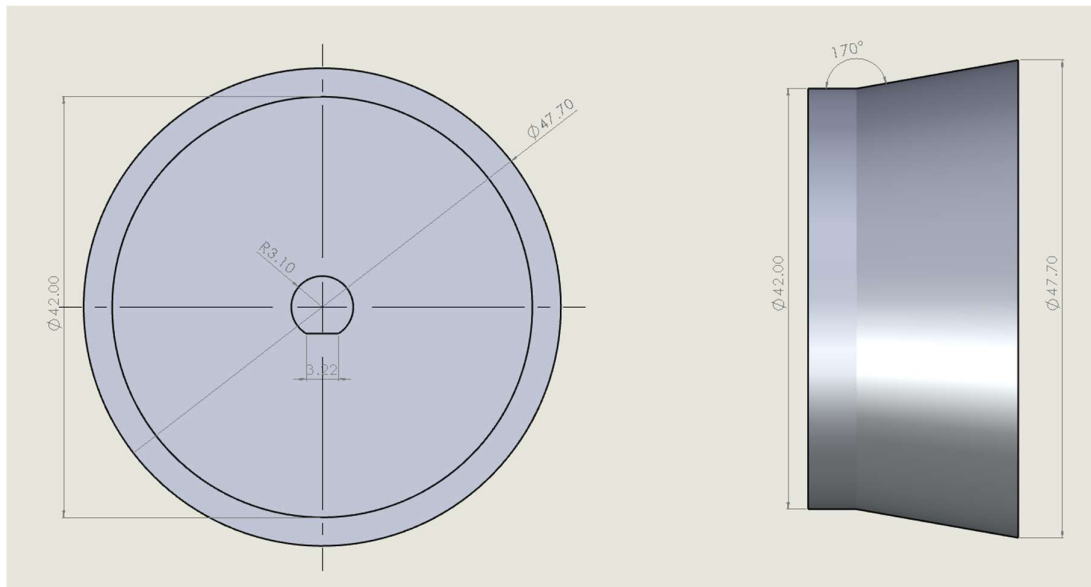


Ilustración 73. Plano de cilindro lector de datos de pronación y supinación.

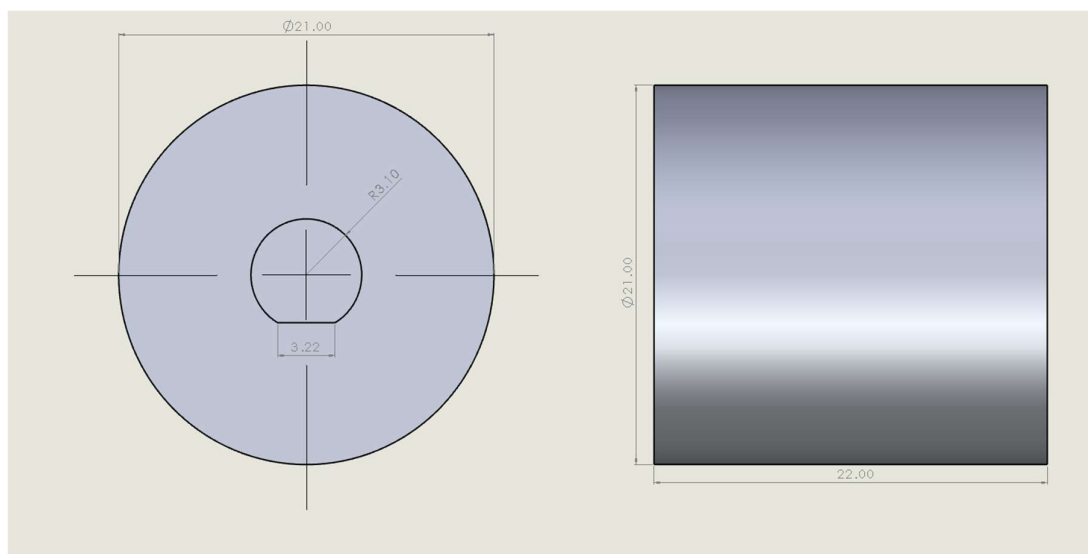


Ilustración 74. Plano de cilindro lector de datos de traslación hacia adelante y atrás.

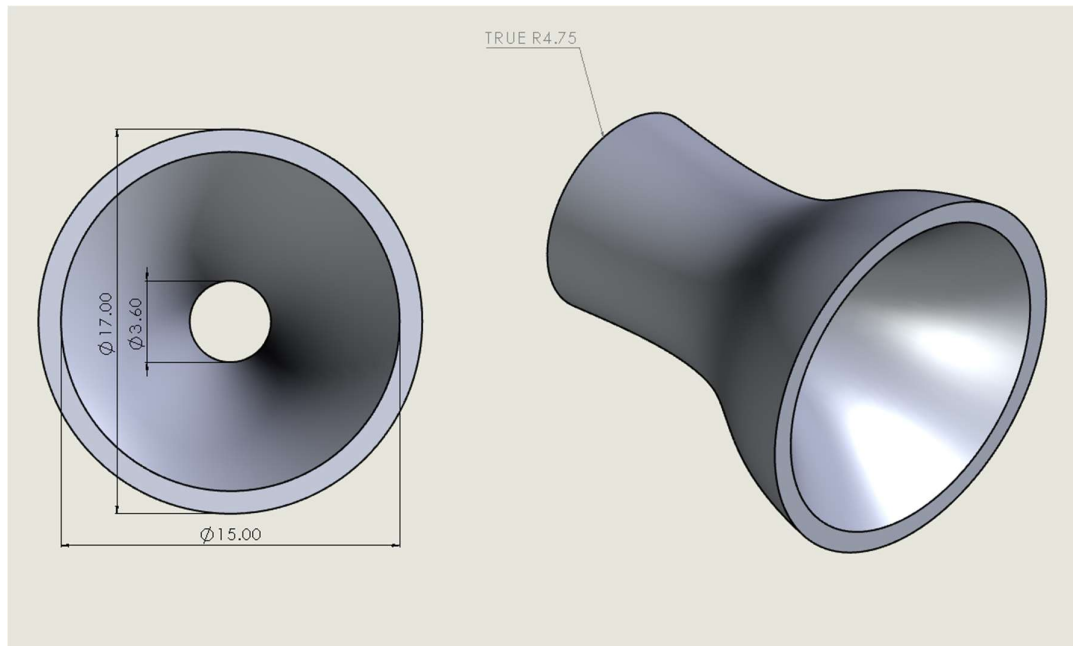


Ilustración 75. Plano de embudo inductor de guía.

A continuación, se presentan los diseños finales impresos y ensamblados. Tomando en cuenta que el rodillo posterior el cual es de mayor diámetro se encarga de la lectura de los datos de pronación y supinación de la vaina, mientras que el rodillo anterior realiza la recopilación de datos de traslación hacia adelante o atrás de esta, posicionando así la posición en la uretra o vejiga según corresponda a través de la simulación virtual 3D.

Por otra parte, se incluyó un glande de silicona el cual sobresale de la caja principal del prototipo, con el propósito de darle realismo a la experiencia del usuario, pues la presión que ejerce el esfínter es perceptible desde el momento que se inserta la vaina a través del meato e inicia la simulación en el modelo virtual 3D.

Para evitar sobreposición de cables de los componentes electrónicos en cuestión, se incluyó un compartimento inferior a las conexiones, de esta manera se disimulan los cables de mayor extensión y se aporta estética y organización al sistema.



Ilustración 76. Construcción de sistema electromecánico de prototipo simulador de cistoscopia flexible vista externa.



Ilustración 78. Acondicionamiento de sensores y actuadores a un microcontrolador con impresiones de cilindros, pinza como mecanismo háptico y embudo vista frontal.

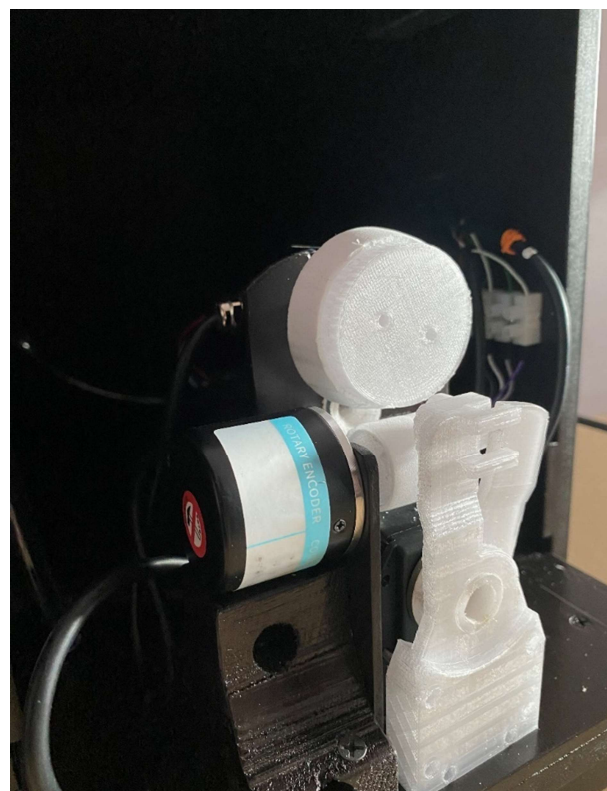


Ilustración 77. Acondicionamiento de sensores y actuadores a un microcontrolador con impresiones de cilindros, pinza como mecanismo háptico y embudo vista isométrica.

Por otra parte, se diseñó el maneral o mango del cistoscopio que formará parte del prototipo simulador de cistoscopia flexible. Con el propósito de brindar una mejor experiencia al usuario, considerando la forma ergonómica implementada para posicionar los dedos, tomando en cuenta la inserción de la vaina que es de fibra de vidrio de 3 mm de diámetro, además de considerar el espacio adecuado para anexar un joystick que brindará la opción de dar la sensación de movimiento de la punta distal de la vaina hacia arriba o abajo.

Es importante mencionar que, por cuestiones de practicidad de impresión, se decidió separar la pieza en dos partes, anexando orificios para poder unir ambas a través de tornillos y de esa manera tener mejor fijación tanto de la vaina como de los componentes electrónicos internos.

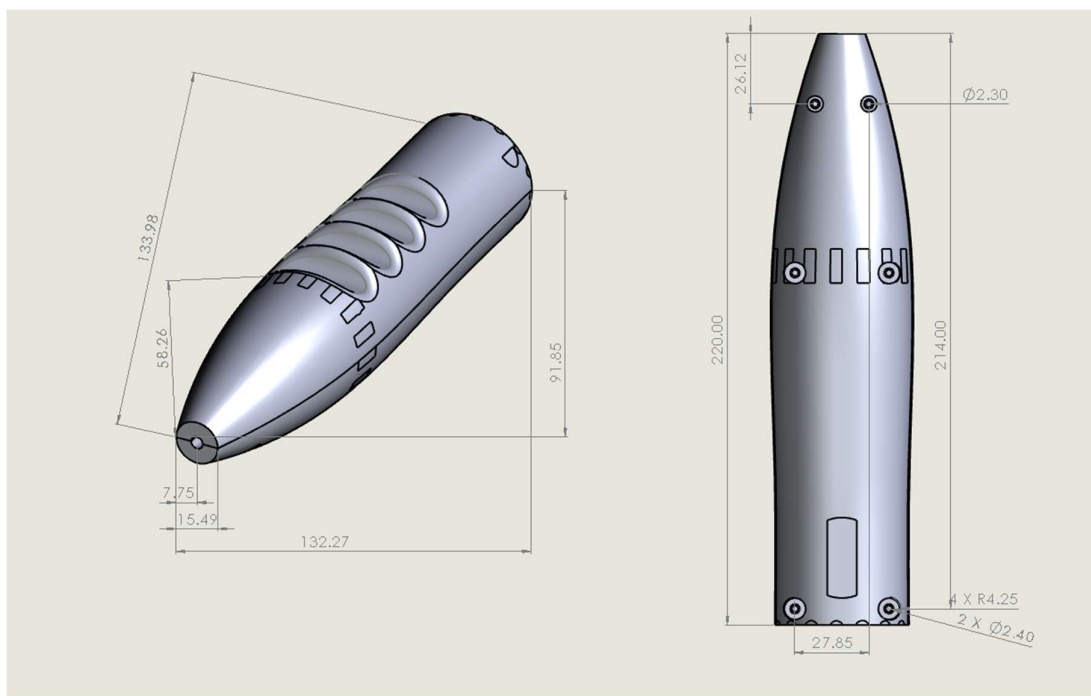


Ilustración 79. Plano de maneral de cistoscopio.

De igual manera, se presenta la construcción física del cistoscopio. Se marcaron líneas blancas a lo largo de la vaina con una distancia de 5 cm entre cada una de ellas, así, el usuario podrá tener una aproximación de cuánto ha ingresado. Por otro lado, se aprecia el joystick a la altura del dedo pulgar, el cual tiene movilidad limitada únicamente hacia arriba o hacia abajo, debido a las características de la parte distal de un cistoscopio real.



Ilustración 80. Construcción de maneral de cistoscopio vista lateral.



Ilustración 81. Usuario sosteniendo cistoscopio realizando pruebas con joystick.

4.2 Análisis e Interpretación de resultados

4.2.1 Unión de fase electromecánica con fase virtual

Se programó la unión del sistema electromecánico con la simulación virtual 3D de la estructura anatómica y textura del sistema endourológico en dos casos inicialmente propuestos como un paciente sano y uno diagnosticado con Hiperplasia prostática benigna (HPB), la cual permite interactuar con el prototipo integrando las técnicas hápticas correspondientes, dando la sensación de presión al introducir la vaina a través de la uretra del paciente.

Es importante mencionar que, la adquisición de datos con respecto a la trayectoria de la vaina corresponde a la lectura de dos encoders posicionados vertical y horizontalmente para identificar el movimiento ya sea hacia adelante o atrás y supinación y pronación respectivamente. Tomando en cuenta que la lectura de dichos movimientos se realiza después de 96 mm de inserción de la vaina debido a la longitud del dildo de silicona implementado. Mostrando en el monitor el ambiente con un recorrido constante, simulando una cistoscopia flexible.

Esto, a través de la configuración de los componentes estableciendo comunicación entre el acondicionamiento de sensores y actuadores, el microcontrolador, y la simulación virtual 3D.



Ilustración 82. Unión de mecanismo electromecánico con simulación virtual 3D de prototipo simulador de cistoscopia flexible.

Como se mencionó anteriormente, se desarrollaron los casos de un paciente sano y otro con HPB. Sin embargo, con el propósito de enriquecer los resultados del prototipo se agregaron dos patologías, cistitis y cáncer de vejiga. Ampliando así las opciones que tendrá el usuario al entrar a fase de entrenamiento durante el uso del prototipo simulador de cistoscopia flexible.

A continuación, se muestra el funcionamiento del prototipo en distintos casos. Así como distintas perspectivas del modelo virtual 3D.

El motor de Unity se encarga de cargar los archivos necesarios para la inicialización del programa, al inicio del programa se muestra el menú principal del programa, que es la primera escena en donde se puede interactuar eligiendo el modelo normal o con alguna patología. De igual forma, existe un apartado dónde se puede visualizar información acerca de los creadores del prototipo e incluso una forma de salir y finalizar la simulación.



Ilustración 83. Menú principal de interfaz gráfica de simulador.

En el caso del paciente sano y los diagnosticados con cistitis y cáncer de vejiga se presenta el interior de la uretra de la misma manera, la diferencia entre estos yace en la vejiga. Mientras que el caso de hiperplasia prostática benigna presenta diferencias en la zona prostática debido a las características propias de la patología.

Es preciso señalar que el usuario tiene conocimiento sobre la ubicación de la vaina durante la simulación, ya que, en la esquina inferior derecha del monitor se encuentra un indicador de posición en tiempo real.

Enseguida se muestra un recorrido a través de la uretra en el caso de un paciente sano, en el cual se observa desprendimiento de tejido, así como burbujas de aire.

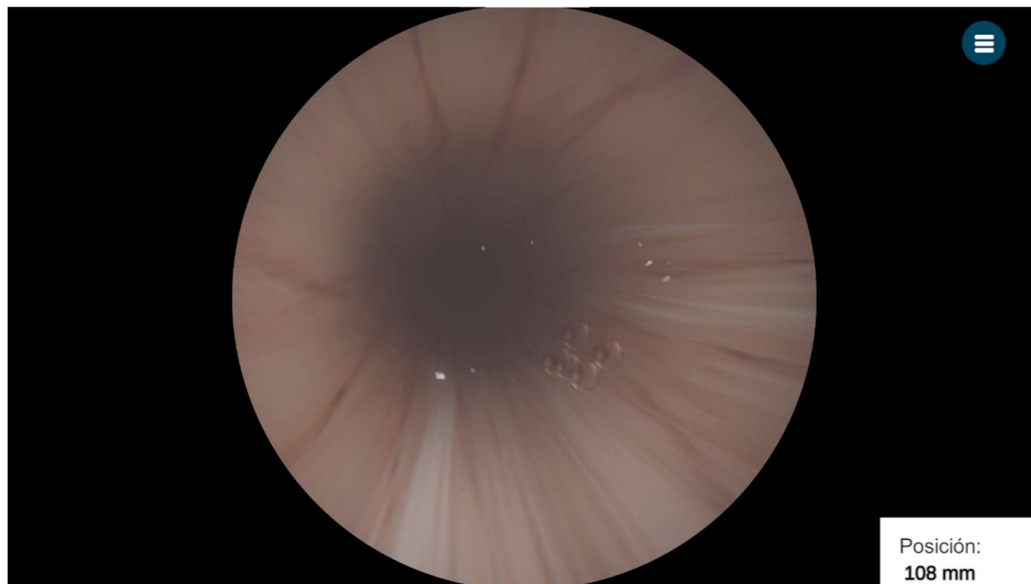


Ilustración 84. Simulación de interior de uretra a través de zona esponjosa en el caso de un paciente sano.



Ilustración 85. Simulación de interior de uretra a través de zona prostática en el caso de un paciente sano.

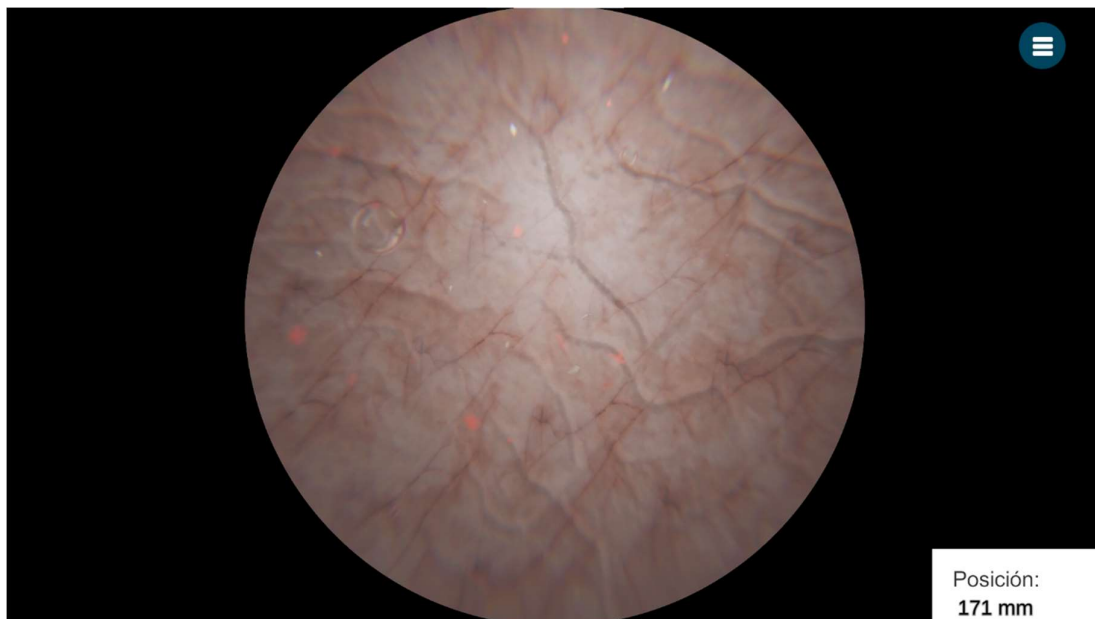


Ilustración 86. Simulación de interior de vejiga en el caso de un paciente sano.

Continuando con otro caso, se muestra el interior de la uretra de un paciente diagnosticado con hiperplasia prostática benigna (HPB). Se puede observar la zona prostática enrojecida y con un diámetro menor debido a la inflamación de la próstata la cual rodea esta zona de la uretra exteriormente, impidiendo así el ingreso de la vaina de cistoscopio de manera habitual o en su defecto, oponiendo una mayor fuerza hacia el usuario.



Ilustración 87. Simulación de interior de uretra a través de zona prostática en el caso de un paciente con HPB.

Prosiguiendo a la patología conocida como cistitis, el cual es el término médico para la inflamación de vejiga, se pueden observar zonas enrojecidas, las cuales son consideradas características que confirman la presencia de la infección bacteriana.

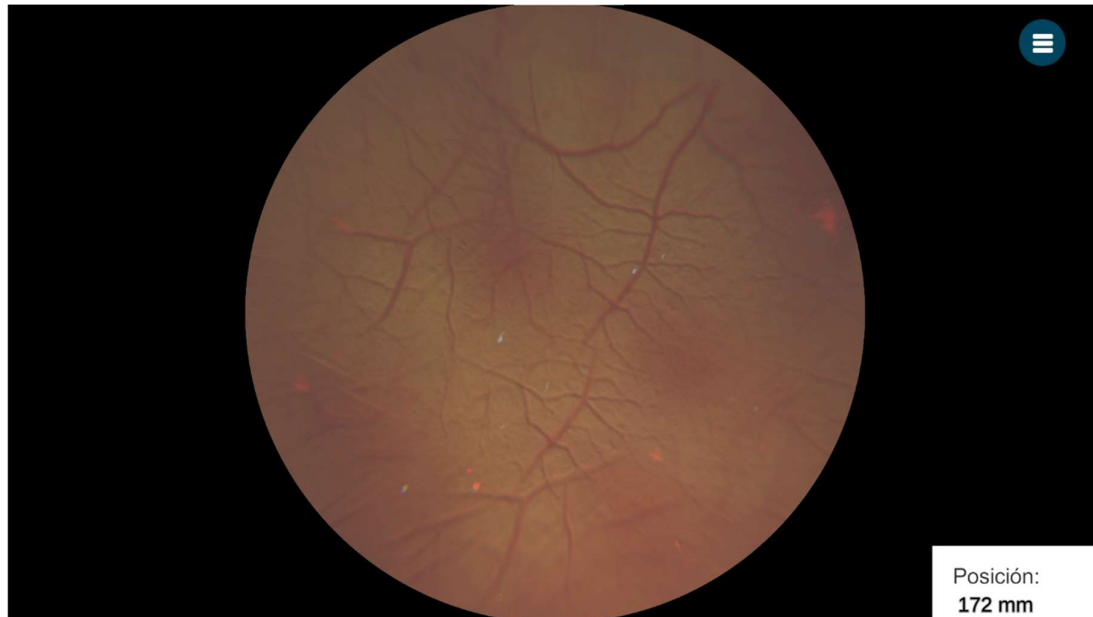


Ilustración 88. Simulación de interior de vejiga en el caso de un paciente con cistitis.

Como último caso se presenta al cáncer de vejiga, el cual se origina cuando las células que componen la vejiga urinaria comienzan a crecer de forma descontrolada. El rasgo distintivo en esta ocasión son los tumores planos visibles sobre el epitelio de transición.

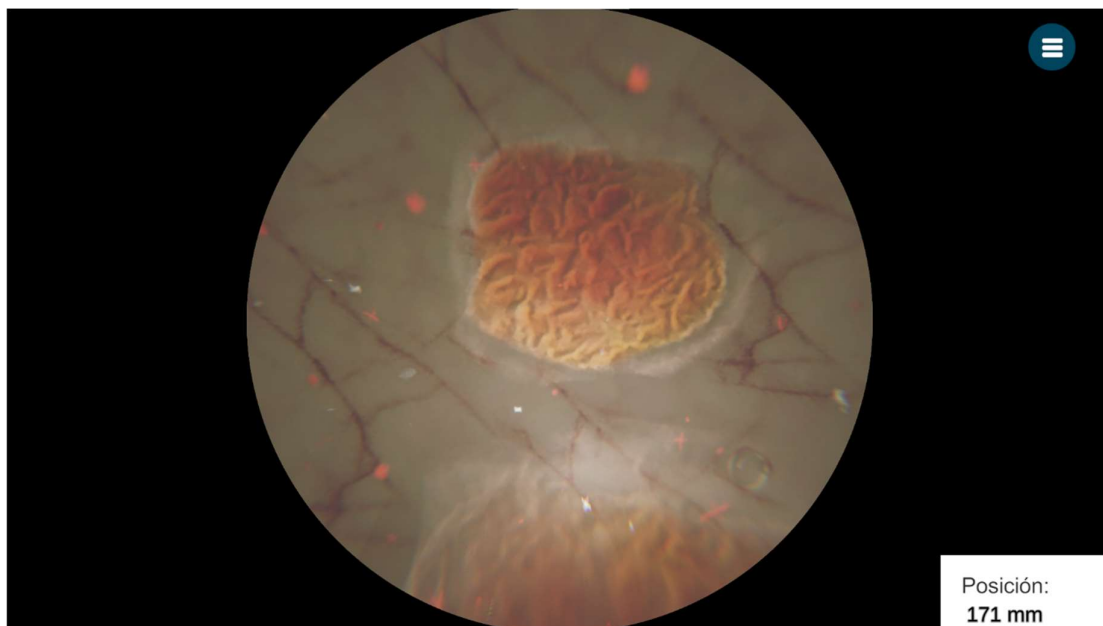


Ilustración 89. Simulación de interior de vejiga en el caso de un paciente con cáncer de vejiga.

Durante la simulación existe la posibilidad de reanudar, reiniciar o abandonar la inspección. Otorgándole al usuario la opción de seleccionar libremente el caso de interés las veces que sean requeridas.



Ilustración 90. Opciones durante simulación de interfaz gráfica de simulador.

Al finalizar la simulación, el usuario tendrá disponible los datos adquiridos durante su entrenamiento. Siendo estos el tiempo que le tomó llegar a la vejiga, el tiempo total de simulación, el número de colisiones frontales realizadas y el número total de rozamientos.

Cabe señalar que el sistema tiene un sistema de alerta al identificar rozamientos y colisiones frontales, con el propósito de advertir al usuario de dichos movimientos y así este pueda mejorar su técnica para no lesionar o incomodar al paciente en cuestión.

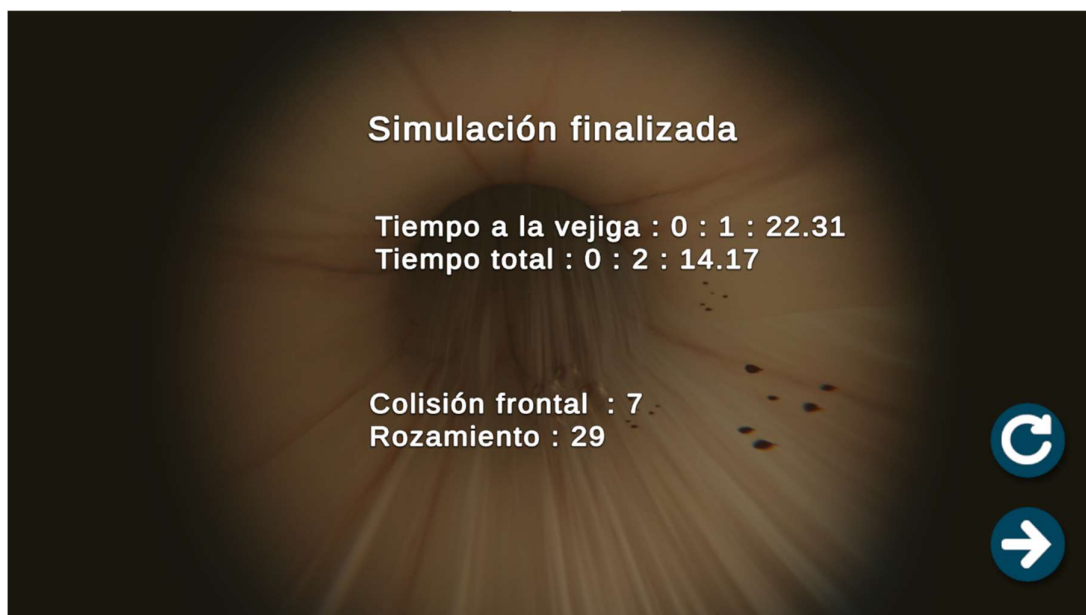


Ilustración 91. Datos de usuario adquiridos durante la simulación en interfaz gráfica.

Se realizaron diferentes mediciones en la translación de la vaina para determinar la exactitud y precisión del simulador al momento de introducir la vaina y mostrar el desplazamiento en la pantalla. Para esto se introdujo la vaina cada 10 mm, tomando la medida indicada en el simulador.

Tabla 14. Medidas de traslación realizadas en el simulador.

Medidas (mm)	
9	11
9	10
10	11
12	10
10	9
11	10
9	10
11	9
10	9
10	10
10	10

Con los resultados obtenidos de la tabla 15, podemos decir que se tiene un error relativo de 5.4% en la medición de la translación de la vaina, con una incertidumbre de ± 0.8 mm por cada 10 mm introducidos de la vaina.

Tabla 15. Resultados de precisión y exactitud en el movimiento de translación.

Promedio	10 mm
Desviación estándar	0.8 mm
Error absoluto	0.54 mm
Error relativo	5.4%

Se realizaron pruebas a cinco diferentes usuarios no especialistas, siendo una muestra no representativa. Los datos medidos fueron, tiempo a vejiga, tiempo total, número de rozamientos y número de colisiones. En la tabla siguiente se muestra la media de los datos obtenidos, tomando la primera y la última simulación de los usuarios, esto a través de pruebas T de una cola ($\alpha=0.05$) para comprobar si existió alguna mejora.



Ingeniería Biónica

Obteniendo una mejora en el tiempo a vejiga y tiempo total. Sin embargo, los resultados arrojaron que no existía una diferencia significativa para considerar que existía una mejora en el caso de rozamientos y colisiones.

Tabla 16. Estimación de progreso por parte de los usuarios.

	Antes (Media)	Después (Media)
Tiempo a vejiga	43.75 s	24.56 s
Tiempo total	106.3 s	57.62 s
Rozamiento	21.0	16.8
Colisiones	3.2	2

Finalmente, se hace una estimación monetaria real con respecto a la elaboración del producto y las materias primas invertidas.

Tabla 17. Costo de elaboración y materiales.

Producto	Cantidad	Precio total (MXN)
1. Motor DYNAMIXEL MX-64R	1	\$6 370.89
2. DYNAMIXEL Shield	1	\$743.27
3. Dildo de silicona	1	\$275.00
4. Encoder LPD3806-600BM	2	\$640.00
5. Módulo PL2303	1	\$60
6. Tubo PVC transparente (1 m)	1	\$30
7. Conectores	2	\$14
8. Tubo termoretráctil (2 m)	1	\$20
9. Cable calibre 22 (6 m)	1	\$40
10. Joystick	1	\$50
11. Cable de fibra de vidrio (1 m)	1	\$25
12. Arduino UNO	1	\$500
13. Cables USB	2	\$140
14. Fuente de alimentación 12V 4A	1	\$300
15. Impresiones 3D PETG	1	\$1200
16. Caja de mecanismo	1	\$800
17. Computadora	1	\$12 000



Ingeniería Biónica

La hipótesis planteada para el desarrollo del prototipo sostiene la ejecución de un sistema artificial que pueda mimetizar el proceso de cistoscopia flexible con las técnicas de la háptica. Como ya se mencionó anteriormente, la háptica se basa en la retroalimentación de fuerza que se genere hacia el usuario. Por lo cual, relacionando todo el procedimiento desarrollado a lo largo del trabajo terminal dos, eso es ejecutable.



Capítulo 5. Conclusiones

Al concluir el trabajo terminal se obtuvo un prototipo simulador de cistoscopia flexible, el cual se ejecuta como un sistema electromecánico conectado mediante comunicación serie a un entorno virtual en computadora el cual simula el sistema endourológico en un escenario normal y uno con hiperplasia prostática benigna (HPB). Adicionalmente, se agregaron dos patologías, cistitis y cáncer de vejiga, ampliando así las opciones que tendrá el usuario al interactuar con el simulador.

A partir de la estimación de los parámetros físiológicos que describen el comportamiento del tracto endourológico se obtuvieron las gráficas de fuerza de fricción de los dos casos propuestos, un paciente sano y uno diagnosticado con HPB, las cuales son referencia del sistema háptico.

El empleo de la pinza como sistema háptico del prototipo se optimizó a partir de implementar un controlador basado en corriente-posición, dándonos el control de la ubicación del motor y de la corriente demandada por el mismo, lo cual permitió abrir y cerrar la pinza con respecto a la posición en la uretra y vejiga, permitiendo emular la elasticidad y fuerza de fricción ejercida por las paredes uretrales.

Con base en los resultados obtenidos, se considera el prototipo simulador de cistoscopia flexible tiene un buen desempeño como primera etapa de entrenamiento durante una cistoscopia flexible.

Determinando el costo por unidad del prototipo con base en los gastos de la elaboración del producto, ingeniería implementada y comparación con precios de competencia, se propone una cantidad de ochenta mil pesos mexicanos, tomando en consideración que es un prototipo y que está dispuesto a próximas mejoras.



Capítulo 6. Recomendaciones y/o sugerencias para investigaciones futuras.

Se propone mejorar el ambiente gráfico con la implementación de animaciones en el entorno para mejorar la experiencia visual del usuario, además de implementar mejoras gráficas, en términos de reflejos y materiales. Así como generar un cambio en las texturas al colisionar contra los tejidos.

Para una experiencia más completa, se sugiere agregar la simulación de obtenciones de muestras patológicas, con el propósito de que el usuario adquiera habilidad para tomar muestras de tejido, ya sea de la uretra o de la vejiga.

Se recomienda guardar las experiencias del usuario, con el propósito de crear una mejora continua en el desarrollo de las habilidades que este simulador provee. Estas experiencias se podrían guardar a través de puntajes, repeticiones o marcado de trayectorias. Además de dar sugerencias de mejora hacia el usuario por parte del programa, indicando los movimiento y maniobras comunes en las diferentes zonas del sistema y dar el nombre de la zona donde se encuentre la parte distal de la vaina.

Capítulo 7. Bibliografía

- [1] M.A. White, A.P. DeHaan, D.D Stephens, A.A Maes y T.J. Maatman. Validación de un simulador de ureteroscopia y renoscopia para adultos de alta fidelidad. *The Journal of Urology*, vol. 183, no. 2, pp. 673–677, 2010. doi: 10.1016 /j.juro.2009.10.013
- [2] W. Hu, et al, “Entrenamiento de ureteroscopia y cistoscopia: Comparación entre un simulador transparente y no transparente”, *BioMed Central*, pp.15-93, 2015. doi: 10.1186/s12909-015-0380-8
- [3] I. Piña y R. Amador, “La enseñanza de la enfermería con simuladores, consideraciones teórico-pedagógicas para perfilar un mode didáctico”, *Enfermería universitaria*, vol. 12, no. 3, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.reu.2015.04.007>
- [4] M. Lyttle y G. Fowler. “*Cistoscopia para el ginecólogo: cómo hacer una Cistoscopia*”, *El obstetra y ginecólogo* 2017, 19:236-40. DOI: 10.1111/121396
- [5] L. Cormier, P. Dauvergne, P. y Rischmann. Exploración clínica y endoscópica de la vejiga, endoscopia de la uretra. *EMC - Urología*, vol. 34, no.1, pp. 1–9, 2002. doi:10.1016/s1761-3310(02)72328-1
- [6] R. Aedo y M. Kerkebe, “*Simulación en urología*”, *Revista Chilena de Urología*. Vol. 83, pp. 14-23, 2018 [En línea]. Disponible en: <https://bit.ly/335tTq2>. [Accedido: 15-oct-2020]
- [7] J. Shah, B. Montgomery, S. Langley y A. Darzi. “Validation of a flexible cystoscopy course”. *BJU International*, vol. 90, no.9, pp.833–835, 2002. doi:10.1046/j.1464-410x.2002.03089.x
- [8] P. Cantillon-Murphy, H. A. Jaeger, M. Donovan, L. Standley, C. O’Shea, P. Sweeney, y T. Piechaud. “A Novel Simulated Training Platform and Study of Performance Among Different Levels of Learners in Flexible Cystoscopy”. *Simulation in Healthcare: The Journal of the Society for Simulation in Healthcare*, vol. 15(3), pp.214–220, 2020. doi:10.1097/sih.0000000000000430
- [9] C. Simbionix, “URO MENTOR Cambiando la forma del Entrenamiento Endourológico”. [En línea]. Disponible en: <https://simbionix.com/simulators/uro-mentor/>. [Accedido: 04-nov-2020]
- [10] VIRTAMED, “Simulador de formación de realidad virtual para Urología”. [En línea]. Disponible en: <https://bit.ly/3fnf72F>. [Accedido: 03-nov-2020]
- [11] STORZ, “El mundo de la Endoscopia”, *Simuladores.*, vol.1, pp 42-43, 2018. [En línea]. Disponible en: https://www.karlstorz.com/cps/rde/xbcr/karlstorz_assets/ASSETS/3567915.pdf. [Accedido: 04-nov-2020]
- [12] ENDOSIM, “Modelos quirúrgicos de urología”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://endosim.com/urology>. [Accedido: 02-nov-2020]
- [13] IMSS, “Recomienda IMSS revisión médica periódica y buenos hábitos de vida para mantener la salud prostática”, Gobierno de México, 2019. [En línea]. Disponible en: <http://www.imss.gob.mx/prensa/archivo/201910/400>. [Accedido: 30-dic-2020]
- [14] F. Mateo, J.C. Tejeda y D. Rojas, “Patologías frecuentes diagnosticadas por cistoscopia en el hospital Dr Francisco Moscoso Puello, Santo Domingo, República Dominicana”, *Ciencia y sociedad.*, vol XXX núm 4, pp. 647-663, 2005 [En línea]. Disponible en: <https://bit.ly/395H9yK>. [Accedido: 29-oct-2020]
- [15] J. D. Watterson, D. T. Beiko, J. K. Kuan y J. D. Denstedt , “A Randomized Prospective Blinded Study Validating Acquisition of Ureteroscopy Skills Using A Computer Based Virtual Reality Endourological Simulator”. *The Journal of Urology*, vol.168, no.5, pp.1928–1932.2002 doi:10.1016/s0022-5347(05)64265-6
- [16] D.S Chou, C. Abdelshehid, R.V. Clayman y E.M. McDougall, “Comparación de resultados del simulador de realidad virtual y del modelo de entrenamiento para el entrenamiento básico en ureteroscopia”. *Revista de endourología*, vol. 20, no.4, pp. 266-271, 2006. doi: 10.1089 / fin de 2006.20.266
- [17] J. Arenal, “Aparato Genitourinario”, *Anatomía aplicada*. [En línea]. Disponible en: <https://bit.ly/3kRJ78i> [Accedido: 14-oct-2020]
- [18] D. Murrell, “¿Qué quiere saber sobre el agrandamiento prostático?”, *Línea de salud*, 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.healthline.com/health/enlarged-prostate> [Accedido: 18-oct-2020]
- [19] J. DeLancey, J. Gosling, K. Creed, J. Dixon, V. Delmas, D. Landon, y P. Norton, *Anatomía macroscópica y biología celular del tracto urinario inferior*, 2002, p. 17–82. [En línea]. Disponible en: https://www.ics.org/Publications/ICI_2/chapters/Chap01.pdf [Accedido: 25-feb-2021].

- [20] W. Lierse, Uretra Masculina, Anatomía del Pelvis, 1987. https://doi.org/10.1007/978-3-642-71368-2_9
- [21] J. Talati, Dilatación uretral, Revista de Asociación Médica de Pakistán, vol. 39, no. 3, pp.79-83, 1989. [En línea]. Disponible en: <https://www.jpma.org.pk/PdfDownload/5590-> [Accedido: 02-mar-2021].
- [22] J. Oliver, “La uretra”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://teachmeanatomy.info/pelvis/viscera/urethra/>. [Accedido: 01-mar-2021].
- [23] A. Radiología General, “Vejiga”, 2016. [En línea]. Disponible en: <https://radiologykey.com/bladder-3/>. [Accedido: 05-mar-2021].
- [24] A. Khoury, M. Olson, F. Villar y J. Costerton, “Determination of the coefficient of kinetic friction of Urinary catheter materials”, The Journal of Urology, vol. 145, pp. 610-612, 1991. doi: 10.1016/s0022-5347(17)38405-7
- [25] P. Blasco Hernández, F. J. Espinosa Olmedo y M. García Pérez, Atlas de urodinámica, Editorial Glosa, S.L., p.p 71
- [26] S. Furuya, Y. Kumamoto, E. Yokohama, T. Tsukamoto, T. Izumi y Y. Abiko, “Alpha-adrenergic activity and urethral pressure in prostatic zone in benign prostatic hypertrophy”, J. Uro., vol. 128, no. 4, pp. 836-839, 1982. doi: 10.1016/s0022-5347(17)53216-4.
- [27] B. Morris et al., “Sistema de visualización in vivo”, EP 2319388, 28-oct-2015.
- [28] K. Kazmierska, M. Szwasz y T. Ciach, “Determination of urethral catheter surface lubricity”, Mater Med, vol. 19, pp.2301–2306, 2008. doi: 10.1007/s10856-007-3339-4
- [29] M. Lyttle y G. Fowler, “Cistoscopia para el ginecólogo: cómo hacer una Cistoscopia”, El obstetra y ginecólogo 2017, 19:236-40. DOI: 10.1111/121396
- [30] B. E. Camacho, “Diseño y construcción de un dispositivo háptico de 3 grados de libertad para simulación virtual de procedimientos de corte con tijera”, UPIITA-IPN, México, 2014.
- [31] B. Siciliano and O. Khatib, Springer Handbook of Robotics. Berlin: Springer, 1st ed., 2008. [Consultado: 02-abril-2021].
- [32] R. M. Alejandro, “Sistema de rehabilitación 3D usando dispositivo háptico”, trabajo de fin de máster, CINVESTAV, 2015. [Consultado: 02-abril-2021].
- [33] H. G. Teklemariam and A. K. Das, “A case study of phantom omni force feedback device for virtual product design,” International Journal on Interactive Design and Manufacturing, pp. 1–12, March 2015. [Consultado: 02-abril-2021].
- [34] M. Li, J. Konstantinova, E. L. Secco, A. Jiang, H. Liu, T. Nanayakkara, L. D. Seneviratne, P. Dasgupta, K. Althoefer, and H. A. Wurdemann, “Using visual cues to enhance haptic feedback for palpation on virtual model of soft tissue,” Medical and Biological Engineering and Computing, pp. 1–10, May 2015. [Consultado: 03-abril-2021].
- [35] K. Moustakas, “6dof haptic rendering using distance maps over implicit representations,” Multimedia Tools and Applications, pp. 1–15. [Consultado: 03-abril-2021].
- [36] V. Aldo, “Torque y Momento de Torsión”, Universidad Católica de Chile, 2014. [En línea]. Disponible en: https://www.astro.puc.cl/~avalcarc/FIS109A/16_Torque.pdf. [Consultado: 08-abril-2021].
- [37] YASAKAWA Global, “¿Qué es un motor?”. [En línea]. Disponible en: <https://www.yaskawa-global.com/product/mc/about-motor>. [Consultado: 09-abril-2021].
- [38] Circuit Globe, “Motor eléctrico”, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://circuitglobe.com/electric-motor.html>. [Consultado: 09-abril-2021].
- [39] Compañía Levantina de Reductores, “¿Qué es un servomotor y cuándo se utiliza?”, 2020. [En línea]. Disponible en: <https://bit.ly/3u4hSwu>. [Consultado: 09-abril-2021].
- [40] P. Enrique, R. Fernando y J. L. Lucas, Microcontrolador PIC16F84 Desarrollo de proyectos, Alfaomega, España, 2004. [En línea]. Disponible en: https://0201.nccdn.net/4_2/000/000/07d/95b/Microcontrolador-PIC16F84---PALACIOS--REMIRO--L--PEZ.pdf. [Consultado: 18-abril-2021].
- [41] M. Morfin y G. Loreto, Diseño e Implementación de una Plataforma de Control Simplificada para la Retroalimentación de un Plotter CNC, Boletín Científico de Ciencias Biológicas e Ingenierías del ICBI, vol. 08, no. 15, pp. 14-21, 2020. [En línea]. Disponible en:



- <http://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/icbi/issue/archive>. [Consultado: 02-mayo-2021].
- [42] "Modelado 3D", Autodesk. [En línea]. Disponible en: <https://www.autodesk.mx/solutions/3d-modeling-software> [Accedido: 05-nov-2020]
- [43] R. Navarro, J. Saorín, M. Contero y J. Conesa, "El dibujo de croquis y la visión espacial: su aprendizaje y valoración en la formación del ingeniero a través de las nuevas tecnologías". XII Congreso Internacional de Innovación Educativa ,2004. [En línea]. Disponible en: <http://www.regeo.uji.es/publicaciones/NSCC04.pdf>. [Accedido: 05-nov-2020]
- [44] "3ds Max Design", [Comentarios en la página]. Disponible en: <https://bit.ly/3ds-max-re>. [Accedido: 05-nov-2020]
- [45] "Blender", [Comentarios en la página]. Disponible en: <https://bit.ly/blender-rev>. [Accedido: 05-nov-2020]
- [46] "Unity", [Comentarios en la página]. Disponible en: <https://bit.ly/unity-re>. [Accedido: 05-nov-2020]
- [47] E-manual, "Gráfica de rendimiento", ROBOTIS, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://emanual.robotis.com/docs/en/dxl/mx/mx-64-2/#current-limit38>. [Consultado: 15-abril-2021].
- [48] M. Quijano Ortega y C. Hernández Capacho, "Obtención experimental de los parámetros del motor que se utilizarán en el sistema de locomoción de una esfera rodante", 2009. [En línea]. Disponible en: https://repository.upb.edu.co/bitstream/handle/20.500.11912/504/digital_17633.pdf?sequence=1. [Consultado: 12-abril-2021].
- [49] UNIT Electronics, "Encoder Incremental LPD3806-600BM", 2020. [En línea]. Disponible en: <https://uelectronics.com/product/encoder-incremental-600-pulsos-lpd3806-600bm-5-24v-dc/>. [Consultado: 18-abril-2021].
- [50] Master Innovation, Módulo Joystick de 2 ejes, 2021. [En línea]. Disponible en: https://shop.master.com.mx/product/detail_ofs?id=7539. [Consultado: 17-abril-2021]
- [51] ARDUINO cl, "Arduino UNO". [En línea]. Disponible en: <https://arduino.cl/arduino-uno/> [Consultado: 18-abril-2021].
- [52] S. C. Maheriya, Modelando un motor DC con escobillas y varios tipos de métodos de control. Journal for Research, vol. 01, 2016. [En línea]. Disponible en: <http://www.journal4research.org/articles/J4RV11i2008.pdf>. [Consultado: 25-abril-2021].
- [53] E. George, "Controlador de Corriente", en Guía de Diseño de Sistemas de Control, vol. 03, San Diego, CA, USA: Eds. ELSEVIER pp. 318-322, 2004.

Anexos

Anexo A

Se muestra el programa utilizado en MATLAB para calcular la fuerza de fricción según la distancia recorrida de la uretra.

```
%Perfil de presion uretral
x=0:0.1:17; %cm
P1=40*(x<3.8)+(-600+253.45*x-22.65*x.^2).*(x<7.8 &
x>=3.8)+30*(x>=7.8);
P=P1*98.0638; %Conversion de cmH2O a Pascal (N/m^2)

%Calculo de la fuerza de friccion
C=14/3*0.001; %Circunferencia de Fr a m
uk=0.02; %Coeficiente de fricción
L=x;
Psum=0;
for i=171:-1:1
    Psum=P(i)+Psum;
    Fk(172-i)=uk*Psum*(L(172-i)/100)*C;
end

%Graficacion de perfil de presion uretral
figure(1)
plot(x,P1,'LineWidth', 2)
xlabel('x, cm')
ylabel('P, cm H2O')
title('Perfil de presión uretral')
grid on

%Graficacion de Fuerza de fricción
figure(2)
plot(x,Fk,'LineWidth', 2)
xlabel('x, cm')
ylabel('Fk, N')
title('Fuerza de fricción')
grid on
```

Anexo B

Se muestra el programa utilizado en Arduino UNO, el programa detecta la posición y determina la velocidad de los encoders, realiza la comunicación con el motor Dynamixel MX-64R y la computadora.

```
#include <util/atomic.h>
#include <Dynamixel2Arduino.h>

#if defined(ARDUINO_AVR_UNO) || defined(ARDUINO_AVR_MEGA2560) // When using DynamixelShield
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial soft_serial(7, 8); // DYNAMIXELShield UART RX/TX
#define DXL_SERIAL Serial
#define DEBUG_SERIAL soft_serial
```



```
const uint8_t DXL_DIR_PIN = 2; // DYNAMIXEL Shield DIR PIN
#endif

const uint8_t DXL_ID = 1;
const float DXL_PROTOCOL_VERSION = 2.0;

Dynamixel2Arduino dxl(DXL_SERIAL, DXL_DIR_PIN);
using namespace ControlTableItem;

//pines de entrada de encoders
const int channelPinA = 11;
const int channelPinB = 12;
const int channelPinA2 = 3;
const int channelPinB2 = 6;

//pin entrada de Joystick
const int pinJoy=A0;

//tiempos de espera para lecturas de encoder y de puerto serie
const int timeThresholdEncoder1 = 100;
const int timeThresholdEncoder2 = 100;
const int timeThresholdLectura = 500;

long timeEncoder = 0;
long timeEncoder2 = 0;
long timeCounterCurrent = 0;
unsigned long timeold=0;

unsigned char stateChannelA;
unsigned char stateChannelB;

unsigned char prevStateChannelA = 0;
int currentValue=50;
int Xvalue = 0;
const int maxSteps = 600;
volatile int ISRCounter = 0;
volatile int ISRCounter2 = 0;
int counter = 0;
int counter2 = 0;
float rpm1=0;
float rpm2=0;
int currentDxl=0;
int posicionDxl=2000;

bool lsCW = true;

String data,currentString,posicionString;

void setup()
{
  //declaracion de pines de entrada y de interrupción
  pinMode(channelPinA, INPUT_PULLUP);
  pinMode(channelPinB, INPUT_PULLUP);
  pinMode(channelPinA2, INPUT_PULLUP);
  pinMode(channelPinB2, INPUT_PULLUP);
```



```
attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(channelPinA2), doEncode, FALLING);
timeEncoder2 = micros();
timeCounterCurrent=millis();

//Configuración de conexión serial con PC.
DEBUG_SERIAL.begin(57600);
DEBUG_SERIAL.setTimeout(50);

//Configuración del motor
Serial.begin(115200);
dxl.begin(57600);
dxl.setPortProtocolVersion(DXL_PROTOCOL_VERSION);
dxl.ping(DXL_ID);
dxl.torqueOff(DXL_ID);
dxl.setOperatingMode(DXL_ID, OP_CURRENT_BASED_POSITION);
dxl.torqueOn(DXL_ID);
delay(1000);
dxl.setGoalCurrent(DXL_ID, 20);
dxl.setGoalPosition(DXL_ID,1920);
delay(5000);
}

void loop()
{
  //deteccion encoder sin interrupción
  if (micros() >= (timeEncoder2 + timeThresholdEncoder1)){
    EncoderNoInterrupt();
  }
  EnvioSerial();

  if (millis() >= (timeCounterCurrent + timeThresholdLectura)){
    if (DEBUG_SERIAL.available())
    {
      data=DEBUG_SERIAL.readString();
      int separador=data.indexOf(' ');
      currentString=data.substring(0,separador-1);
      posicionString=data.substring(separador+1);
      currentDxl=currentString.toInt();
      posicionDxl=posicionString.toInt();

      dxl.setGoalPosition(DXL_ID,posicionDxl);
      dxl.setGoalCurrent(DXL_ID,currentDxl);
      timeCounterCurrent=millis();
    }
  }
}

/* ----- funciones ----- */

void EnvioSerial(){
  if (millis() - timeold >= 20)
  {
    ATOMIC_BLOCK(ATOMIC_RESTORESTATE){
      counter = ISRCOUNTER;
      counter2= ISRCOUNTER2;
```



```
    ISRCOUNTER = 0;
    ISRCOUNTER2 = 0;
  }
  rpm1 = float((150.0*1000.0 / maxSteps ) / (millis() - timeold) * counter);
  rpm2 = float((65.9*1000.0 / maxSteps ) / (millis() - timeold) * counter2);
  timeold = millis();
  //posicion joystick
  Xvalue = analogRead(pinJoy)+33;

  DEBUG_SERIAL.print(rpm1);
  DEBUG_SERIAL.print(" ");
  DEBUG_SERIAL.print(rpm2);
  DEBUG_SERIAL.print(" ");
  DEBUG_SERIAL.println(Xvalue);
}
}

void doEncode()
{
  if (micros() > timeEncoder + timeThresholdEncoder2)
  {
    if (digitalRead(channelPinB2) == HIGH)
    {
      IsCW = true;
      ISRCOUNTER++;
    }
    else
    {
      IsCW = false;
      ISRCOUNTER--;
    }
    timeEncoder = micros(); // Actualizar tiempo
  }
}

void EncoderNoInterrupt(){
  stateChannelA = digitalRead(channelPinA);
  stateChannelB = digitalRead(channelPinB);
  if(!stateChannelA && (prevStateChannelA))
  {
    if (stateChannelB) // B es HIGH, es CW
    {
      bool IsCW = true;
      ISRCOUNTER2++;
    }
    else // B es LOW, es CWW
    {
      bool IsCW = false;
      ISRCOUNTER2--;
    }
  }
  prevStateChannelA = stateChannelA; // Guardar valores para el siguiente llamado
  timeEncoder2 = micros(); // Actualizar tiempo
}
```



Anexo C

Especificaciones de los servomotores Dynamixel MX-64AR, MX-64AT (Protocol 2.0).

Item	Specifications
MCU	ARM CORTEX-M3 (72 [MHz], 32Bit)
Position Sensor	Contactless absolute encoder (12Bit, 360 [°]) Maker : ams(www.ams.com), Part No : AS5045
Motor	Coreless(Maxon)
Baud Rate	8,000 [bps] ~ 4.5 [Mbps]
Control Algorithm	PID control
Resolution	4096 [pulse/rev]
Backlash	20 [arcmin] (0.33 [°])
Operating Modes	Current Control Mode Velocity Control Mode Position Control Mode (0 ~ 360 [°]) Extended Position Control Mode (Multi-turn) Current-based Position Control Mode PWM Control Mode (Voltage Control Mode)
Weight	165 [g]
Dimensions (W x H x D)	40.2 x 61.1 x 41 [mm]
Gear Ratio	200 : 1
Stall Torque	5.5 [N.m] (at 11.1 [V], 3.9 [A]) 6.0 [N.m] (at 12 [V], 4.1 [A]) 7.3 [N.m] (at 14.8 [V], 5.2 [A])
No Load Speed	58 [rev/min] (at 11.1 [V]) 63 [rev/min] (at 12 [V]) 78 [rev/min] (at 14.8 [V])



Item	Specifications
Radial Load	1 40 [N] (10 [mm] away from the horn)
Axial Load	1 20 [N]
Operating Temperature	-5 ~ +80 [°C]
Input Voltage	10.0 ~ 14.8 [V] (Recommended : 12.0 [V])
Command Signal	Digital Packet
Physical Connection	RS485 / TTL Multidrop Bus TTL Half Duplex Asynchronous Serial Communication with 8bit, 1stop, No Parity RS485 Asynchronous Serial Communication with 8bit, 1stop, No Parity
ID	253 ID (0 ~ 252)
Feedback	Position, Velocity, Current, Realtime tick, Trajectory, Temperature, Input Voltage, etc
Case Material	Engineering Plastic(Front, Middle, Back) 1 Metal(Front)
Gear Material	Full Metal Gear
Standby Current	100 [mA]



Anexo D

Especificaciones de las computadoras donde se programó y se ejecutó el programa “Prototipo simulador de cistoscopia flexible”.

Características	Equipo 1	Equipo 2
Modelo	N/A	ASUS TUF506IV-AS76
Procesador	Intel i5 10400	Ryzen 7 4800H
Frecuencia de procesador	2.9-4.3 GHz	2.9-4.2 GHz
Tarjeta gráfica	NVIDA GeForce GTX 960	NVIDIA GeForce RTX 2060
Cantidad Memoria RAM	16 GB DDR4 3000 MHz	16 GB DDR4 3200 MHz
Cantidad Memoria VRAM	2 GB DDR5	6 GB DDR6
Placa Base	MAG B460M MORTAR	N/A
Versión de Unity Instalada	2020.3.14f1	2020.3.14f1

Anexo E

Especificaciones de tarjeta DYNAMIXEL Shield DYNAMIXEL Shield utilizada para conectar motor a Arduino.

Características DYNAMIXEL Shield	
Conectores	Tipo JST y exclusivos XL-320
Comunicación	TTL y RS-485
Dimensiones	52 mm x 52 mm
Voltaje de operación	5V (XL330) ~ 24V (X-Series(12V,24V), P-Series(24V))
Consumo de corriente	1A (Arduino) 10A (Conector de alimentación)



Anexo F

Especificaciones de módulo conversor PL2303 para convertir puerto USB a puerto serial UART.

Características módulo conversor PL2303	
Compatibilidad	USB v1.1 y USB CDC v1.1 Windows 98 / SE, ME, 2000, XP, Windows CE3.0, CE .NET, Linux y Mac OS
Interfaz	Serie RS232
Buffer	256 bytes (datos ascendentes y descendentes)
Tipo de memoria	ROM predeterminada EEPROM externa para configurar dispositivo
Voltaje de entrada/salida	-0.3 a VDD + 0.3 V
Voltaje de fuente de alimentación	-0.3 a 6.0 V
Temperatura de almacenamiento	-55 a 150°C