

**INTERFAZ HÁPTICA DE CUATRO GRADOS DE LIBERTAD PARA CIRUGÍA
LAPAROSCÓPICA: DISEÑO**

ILIANA MARÍA RUMBO BARROS



**ESCUELA DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA
Bucaramanga
2018**

**INTERFAZ HÁPTICA DE CUATRO GRADOS DE LIBERTAD PARA CIRUGÍA
LAPAROSCÓPICA: DISEÑO**

**Tesis presentada como requisito para optar al título de:
Magister en Ingeniería Electrónica**

ILIANA MARÍA RUMBO BARROS

**Director:
MSc. SERGIO ALEXANDER SALINAS**



**ESCUELA DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA
Bucaramanga
2018**

Nota de aceptación:

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Bucaramanga, 13 de agosto de 2018

*¡Sé fuerte y valiente y pon manos a la obra! No tengas miedo ni te desanimes, porque Dios el Señor mi
Dios, estará contigo.*

1 Crónicas 28:20

AGRADECIMIENTOS

A mis padres a quienes les debo lo que soy, A mis hermanas, mis mejores amigas, A mis hijos mi mayor fuente de alegría.

A Sergio Salinas por su generosidad y colaboración permanente como director de este proyecto.

A los evaluadores de este trabajo que con su visión engrandecen el aporte científico del mismo.

A Carlos Lago, Jorge Vega y José Consuegra por compartir su conocimiento y experiencia.

A mis compañeros por su impulso y motivación.

A la Universidad Pontificia Bolivariana y su programa de Maestría en Ingeniería Electrónica por su colaboración administrativa y económica.

Tabla de Contenido

	Pág.
<u>INTRODUCCIÓN</u>	<u>13</u>
<u>1. CIRUGÍA MÍNIMAMENTE INVASIVA Y SIMULACIÓN HÁPTICA</u>	<u>17</u>
1.1 CIRUGÍA LAPAROSCÓPICA	18
1.1.1 Tipos de cirugía laparoscópica	19
1.1.2 Colectomía laparoscópica	19
1.1.3 Instrumental laparoscópico.....	19
1.2 SIMULACIÓN EN MEDICINA	21
1.2.1 Simuladores en Cirugía Mínimamente Invasiva.	21
1.2.2 Simuladores Simples.....	22
1.2.3 Simuladores virtuales de Laparoscopia.....	22
1.3 HÁPTICA EN SIMULACIÓN LAPAROSCÓPICA	24
1.3.1 Importancia de la háptica en la simulación.....	25
1.3.2 Características de las interfaces hápticas.	25
<u>2. ESTADO DEL ARTE</u>	<u>29</u>
<u>3. MODELADO DE LA INTERFAZ HÁPTICA PARA LAPAROSCOPIA</u>	<u>34</u>
3.1 ESTRUCTURAS CINEMÁTICAS EN EL DISEÑO DE INTERFACES HÁPTICAS.....	34
3.2 ESTRUCTURA CINEMÁTICA PROPUESTA	41
3.3 MODELADO MATEMÁTICO DE LA INTERFAZ HÁPTICA PROPUESTA ...	42
3.3.1 Modelo geométrico directo (MGD).....	42
3.3.2 Modelo geométrico inverso (MGI).	47
3.4 PRUEBA DE LOS MODELOS GEOMÉTRICOS	50
3.5 MODELO DINÁMICO	53
3.6 PRUEBA DE LOS MODELOS DINÁMICOS.....	56
3.7 CÁLCULO DE LOS PARÁMETROS DINÁMICOS DEL ROBOT.....	57
<u>4. CONTROL DE INTERFAZ HÁPTICA PROPUESTA PARA EL SEGUIMIENTO DE UNA COLECTECTOMÍA</u>	<u>65</u>
4.1 CONSIGNAS DE MOVIMIENTO	65
4.2.1 Etapas Quirúrgicas.	67

4.3 TRAYECTORIAS CARTESIANAS PARA SIMULACIÓN.....	69
4.4 ESTRATEGIA DE CONTROL IMPLEMENTADA	72
4.5 SIMULACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL Y LA INTERFAZ HAPTICA...77	
4.6 RETROALIMENTACIÓN DE FUERZAS.....	85
<u>CONCLUSIONES</u>	<u>94</u>
<u>BIBLIOGRAFÍA</u>	<u>96</u>

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
<i>Figura 1 Instrumentos manuales usados en Colectomía Laparoscópica</i>	20
<i>Figura 2 Telesimulación desde el Hospital Universitario de San Vicente Fundación en Medellín</i>	23
<i>Figura 3 Simuladores físicos CARE for the box</i>	24
<i>Figura 4 Rango de movimiento de la muñeca</i>	27
<i>Figura 5 Interfaces Hápticas cinestésicas</i>	29
<i>Figura 6 Estructura cinemática y ubicación de ejes</i>	42
<i>Figura 7 Espacio de trabajo estimado para la IH propuesta.</i>	47
<i>Figura 8 Esquema de prueba de los MGI y MGD usando Simulink</i>	51
<i>Figura 9 Trayectoria de quinto grado: posición, velocidad y aceleración</i>	52
<i>Figura 10 Prueba de los modelos geométricos</i>	52
<i>Figura 11 Pruebas modelos dinámicos</i>	56
<i>Figura 12 Diseño en SolidWorks® de la base de la interfaz háptica y cuerpo 1</i>	59
<i>Figura 13 Base de la interfaz háptica y cuerpo 1</i>	60
<i>Figura 14 Diseño del cuerpo 2 de la interfaz háptica</i>	60
<i>Figura 15 Cuerpo 2 de la interfaz háptica ($q_2 - q_3$)</i>	61
<i>Figura 16 Cuerpo 3 de la interfaz háptica</i>	61
<i>Figura 17 Cuerpo 4 de la interfaz háptica propuesta</i>	61
<i>Figura 18 Interfaz háptica propuesta</i>	62
<i>Figura 19 Generación de trayectoria en el espacio de tarea</i>	66
<i>Figura 20 Puntos de inserción del instrumental en la colectomía</i>	67
<i>Figura 21 Exposición del conducto, la arteria cística y el conducto biliar</i>	67
<i>Figura 22 Exposición del Triángulo de Calot</i>	67
<i>Figura 23 Colangiografía intraoperatoria</i>	68
<i>Figura 24 Sección de la arteria y conducto cístico</i>	68
<i>Figura 25 Disección de la vesícula biliar del lecho hepático</i>	68
<i>Figura 26 Extracción de la vesícula biliar</i>	69
<i>Figura 27 Disección del Triángulo de Calot seguida por el instrumento I.1</i>	69
<i>Figura 28 Disección del Triángulo de Calot seguida por el instrumento I.2</i>	70
<i>Figura 29 Sección del conducto cístico</i>	70
<i>Figura 30 Sección de la Arteria Cística</i>	71
<i>Figura 31 Trayectoria del instrumento 1 para la disección de la vesícula del lecho hepático</i>	71
<i>Figura 32 Control por par calculado solo posición deseada</i>	73
<i>Figura 33 Respuesta del sistema</i>	75
<i>Figura 34 Respuesta del sistema con una ganancia exclusivamente proporcional</i>	76
<i>Figura 35 Validación del sistema controlando y solo proporcional</i>	77

<i>Figura 36 Comparación entre las señales de referencia vs. Controlada en la trayectoria del instrumento I.1.....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 37 Comparación entre las señales de referencia vs. Controlada en la trayectoria seguida por el instrumento I.2.</i>	<i>79</i>
<i>Figura 38 Comparación entre las señales deseada vs. controlada en la trayectoria: sección del conducto cístico.</i>	<i>80</i>
<i>Figura 39 Comparación entre la trayectoria del instrumento I.1 y la desarrollada por la interfaz háptica propuesta en la sección de la arteria cística.</i>	<i>81</i>
<i>Figura 40 Comparación entre la trayectoria del instrumento I.1 y la desarrollada por la interfaz háptica propuesta en la disección de la vesícula biliar.....</i>	<i>82</i>
<i>Figura 41 Controlador CTC o Control de Par.....</i>	<i>85</i>
<i>Figura 42 Prueba del seguimiento de la trayectoria usando la trayectoria de disección del lecho hepático I1. Sin y con restricciones en el espacio virtual.</i>	<i>86</i>
<i>Figura 43 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta sin restricciones en el espacio virtual.</i>	<i>88</i>
<i>Figura 44 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta con restricciones en el espacio virtual.</i>	<i>88</i>
<i>Figura 45 Prueba del seguimiento de la trayectoria usando la trayectoria de disección del triángulo de Calot (instrumento I2)</i>	<i>89</i>
<i>Figura 46 Prueba del seguimiento de la trayectoria usando la trayectoria de disección del lecho hepático. Con restricciones en el espacio virtual.</i>	<i>89</i>
<i>Figura 47 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta sin restricciones en el espacio virtual.</i>	<i>90</i>
<i>Figura 48 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta con restricciones en el espacio virtual.</i>	<i>91</i>
<i>Figura 49 Trayectoria de disección de lecho hepático con restricción del espacio virtual.</i>	<i>91</i>
<i>Figura 50 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta sin restricciones en el espacio virtual</i>	<i>92</i>
<i>Figura 51 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta sin restricciones en el espacio virtual</i>	<i>92</i>

LISTA DE TABLAS

Pág.

<i>Tabla 1 Lista de procedimientos según criterio de aceptación de la comunidad médica</i>	<i>18</i>
<i>Tabla 2 Equipos e instrumentos laparoscópicos.....</i>	<i>20</i>
<i>Tabla 3 Posibilidades de simulación laparoscópica ofrecidas por las diferentes empresas distribuidoras</i>	<i>23</i>
<i>Tabla 4 Interfaces hápticas de 2DOF</i>	<i>35</i>
<i>Tabla 5 Interfaces hápticas de 3DOF</i>	<i>36</i>
<i>Tabla 6 Interfaces hápticas de 5 y 6 DOF.....</i>	<i>37</i>
<i>Tabla 7 Manipuladores seriales</i>	<i>39</i>
<i>Tabla 8 Parámetros geométricos de la IH propuesta.....</i>	<i>43</i>
<i>Tabla 9 Parámetros geométricos articulación 1</i>	<i>44</i>
<i>Tabla 10 Prueba de los modelos geométricos</i>	<i>51</i>
<i>Tabla 11 Parámetros Dinámicos.....</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 12 Parámetros Fuerzas externas y articulaciones</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 13 Parámetros base de velocidades</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 14 Tabla parámetros dinámicos numéricos</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 15 Resumen trayectorias del procedimiento con número de muestras y tiempo de duración.</i>	<i>72</i>
<i>Tabla 16 Ganancias del controlador</i>	<i>76</i>
<i>Tabla 17 Índices de desempeño IAE por trayectoria.</i>	<i>84</i>
<i>Tabla 18 Índices de desempeño IAE en las trayectorias restringidas por un cubo virtual.</i>	<i>93</i>

RESUMEN GENERAL DE TRABAJO DE GRADO

TITULO:	INTERFAZ HÁPTICA DE CUATRO GRADOS DE LIBERTAD PARA CIRUGÍA LAPAROSCÓPICA: DISEÑO
AUTOR(ES):	ILIANA MARÍA RUMBO BARROS
PROGRAMA:	Maestría en Ingeniería Electrónica
DIRECTOR(A):	SERGIO ALEXANDER SALINAS

RESUMEN

Este trabajo, se desarrolló como tesis de la Maestría en Ingeniería Electrónica en la Universidad Pontificia Bolivariana en Bucaramanga en la línea de Bioingeniería del grupo BISEMIC. Y aporta al diseño de dispositivos hápticos aplicados al entrenamiento en cirugía mínimamente invasiva - CMI. Formula el diseño de una interfaz de 4 DoF para adaptarse a un simulador quirúrgico de laparoscopia; su validación, se efectuó mediante simulación. La retroalimentación háptica, provee realismo a la simulación computarizada pues permite la discriminación entre tejidos saludables y anormales, la identificación de los órganos y el control motor. Ya que, los procedimientos de CMI, exigen que el aprendiz adquiera buena coordinación óculo manual, la posibilidad de compensar los movimientos finos intuitivos y trabajar con una imagen 2D en un espacio 3D. La Interfaz Háptica serial de 4 DoF propuesta resulta del análisis de la estructura cinemática de dispositivos análogos; utiliza el método de Paul, para resolver el problema de la cinemática inversa dada la simplicidad geométrica que incluye muchas distancias cero y ejes de articulación perpendiculares. Para la obtención de los modelos dinámicos directo e inverso se usó el método de Newton-Euler, ambos asistidos de herramientas computacionales como Matlab® y OpenSYMORO un software de código abierto para el modelamiento de robots; así como herramientas CAD como SolidWork, usado para el diseño de las piezas que la componen. Los modelos geométricos y dinámicos, permitieron comprobar que la interfaz puede utilizarse en la simulación de cirugías laparoscópicas, pues es capaz de seguir las trayectorias de los movimientos propios de una colecistectomía con un error cartesiano por debajo de un milímetro gracias a un controlador por par calculado (CTC). Se validó el uso del robot como interfaz háptica de retroalimentación de fuerzas, al observar el aumento del par mecánico en un espacio virtual restringido.

PALABRAS CLAVE:

Interfaz Háptica, colecistectomía, modelado de robots, control por par calculado

V° B° DIRECTOR DE TRABAJO DE GRADO

GENERAL SUMMARY OF WORK OF GRADE

TITLE: HAPTIC INTERFACE FOUR DEGREES OF FREEDOM FOR LAPAROSCOPIC SURGERY: DESIGN

AUTHOR(S): ILIANA MARÍA RUMBO BARROS

FACULTY: Maestría en Ingeniería Electrónica

DIRECTOR: SERGIO ALEXANDER SALINAS

ABSTRACT

This research was developed as a thesis of the Master in Electronic Engineering at the Universidad Pontificia Bolivariana in Bucaramanga within the Bioengineering line of the BISEMIC group. It contributes to the design of haptic devices applied to training in minimally invasive surgery - MIS and formulates the design of a 4 DoF interface to adapt to a laparoscopic surgical simulator, it was validated by simulation. Haptic feedback provides realism to computerized simulation because it allows discrimination between healthy and abnormal tissues, the identification of organs and motor control. Since, the procedures of CMI, require that the apprentice acquires good manual eye coordination, the possibility of compensating the intuitive fine movements and working with a 2D image in a 3D space. The proposed 4-DoF serial Haptic Interface results from the analysis of the kinematic structure of analogous devices; uses Paul's method to solve the problem of inverse kinematics given the geometric simplicity that includes many zero distances and perpendicular articulation axes. The obtaining of the direct and inverse dynamic models used the Newton-Euler method, both assisted by computational tools such as Matlab® and OpenSYMORO, an open source software for robot modeling; as well as CAD tools such as SolidWork, for the design of the manipulator parts. The geometric and dynamic models allowed us to verify that the interface can be used in the simulation of laparoscopic surgery, since it is able to follow the trajectories of the movements of a cholecystectomy with a Cartesian error of less than one millimeter thanks to a calculated torque controller - CTC. The use of the robot as a haptic force feedback interface was validated by observing the increase in mechanical torque in a restricted virtual space

KEYWORDS:

Haptic interface, cholecystectomy, robot modeling, calculated torque control.

V° B° DIRECTOR OF GRADUATE WORK

INTRODUCCIÓN

Actualmente, son variados los procedimientos de cirugía mínimamente invasiva (MIS) presentados en la literatura científica como son: laparoscopia (LS), endoscopia flexible gastrointestinal (FGE), y cirugía endovascular (EVS) [1]. La cirugía laparoscópica, es una técnica quirúrgica que usa una cámara de video para acceder al espacio quirúrgico del paciente y maniobrar en el mismo, haciendo solo unas pequeñas incisiones en la cavidad abdominal la cual ha sido insuflada con gas. Este tipo de procedimientos es menos traumático para el paciente que la cirugía abierta. Sin embargo, son más complejos para el cirujano ya que requieren de experiencia en el uso de imágenes 2D para su ejecución, lo cual implica una pérdida de información de profundidad [2]. Adicionalmente, se utiliza un instrumental específico más difícil de manipular que en una cirugía convencional, así que es de vital importancia el entrenamiento recibido durante su periodo de formación [1]. La simulación quirúrgica ofrece una innovadora respuesta a las necesidades de entrenamiento, que facilita el uso de las nuevas tecnologías y el aprendizaje de los procedimientos de la cirugía abierta. Por lo tanto, una simulación tan realista como sea posible, contribuye a que el aprendiz se familiarice con los procedimientos quirúrgicos fuera del ambiente quirúrgico con el fin de mejorar la seguridad del paciente [1], [2]. La retroalimentación háptica agrega realismo a la experiencia de simulación, pues los objetos pueden ser captados, manipulados, modificados y re-escalados digitalmente. El uso de herramientas hápticas, facilitará al aprendiz probar las cosas y sentir los resultados, como si estuvieran en el objeto físico [3]. Esta retroalimentación de fuerza aportada por la interfaz háptica puede mejorar la realización de nudos con sutura fina asistida por robot, la realización de los movimientos propios de una cirugía laparoscópica, reducir las fuerzas totales aplicadas y el número de incursiones accidentales en las estructuras sensibles, y acortan el tiempo de finalización de tareas [1].

Con este propósito, existen diferentes tipos de interfaces hápticas comerciales las cuales han sido adaptadas a diferentes tipos de simuladores. Entre ellas, se pueden nombrar: Novint Falcon (Novint, 2012), Geomagic (Geomagic, 2015), Phantom (Sensable, 2016) Cybergrasp (Cyberglove systems, 2015a) y la interfaz HIRO III (Robot hand, 2015) [4].

Igualmente, se han dedicado esfuerzos a la investigación, desarrollo y aplicación del diseño de interfaces hápticas en países como Estados Unidos, Canadá, Suiza y

Corea; que han permitido avances en términos de las estructuras cinemáticas adecuadas según el tipo de aplicación y la metodología del análisis cinemático y optimización. En Colombia, también se han desarrollados proyectos de prototipos para interfaces hápticas, como el trabajo desarrollado en la Facultad de Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones de la Universidad del Cauca: Interfaz háptica de cuatro grados de libertad para aplicaciones quirúrgicas [5]. Esta interfaz corresponde a un robot tipo serie, con una arquitectura de 4 DoF (*Degrees of Freedom*) permitiendo al usuario posicionar y orientar el efector final en el entorno de trabajo simulado. Se puede considerar esta temática como una oportunidad para que investigadores e ingenieros tanto electrónicos como mecánicos hagan una contribución significativa.

Este trabajo, está dividido en cuatro capítulos. El primero, establece un marco general que describe en que consiste la cirugía mínimamente invasiva, los procedimientos que recurren a esta técnica quirúrgica, el equipamiento necesario para su realización y la importancia de la háptica en el entrenamiento de los facultativos mediante simulación. El segundo, presenta una revisión sobre algunos trabajos similares al propuesto, desarrollados en diferentes partes del mundo, incluyendo Colombia, que aportaron al diseño propuesto en el trabajo. En el tercer capítulo, se encontrará una síntesis de las estructuras cinemáticas utilizadas para el diseño de las interfaces hápticas tanto comerciales como en desarrollo. Igualmente, se presenta la estructura elegida para abordar el diseño de la interfaz propuesta, así como también los modelos matemáticos de la misma y el prototipo obtenido en SolidWorks®.

En el capítulo cuatro, se describe la colecistectomía, que es un procedimiento laparoscópico de rutina, cuya técnica quirúrgica permitió la construcción de las trayectorias cartesianas utilizadas para demostrar la idoneidad del diseño formulado en la ejecución de una cirugía mínimamente invasiva. Para concluir, se demuestra que el diseño propuesto es capaz de generar retroalimentación de fuerzas como para considerarse una interfaz háptica.

OBJETIVOS

Objetivo General:

- ✓ Diseñar y simular una interfaz háptica de cuatro grados de libertad para entrenamiento en cirugía laparoscópica.

Objetivos específicos:

- ✓ Definir la estructura cinemática con la cual se abordará el diseño de la interfaz háptica para cirugía mínimamente invasiva. Previo estudio de las estructuras usadas por estos dispositivos hallados en las diferentes fuentes bibliográficas.
- ✓ Diseñar la interfaz háptica a partir de la estructura cinemática elegida usando software CAD para el modelado de las piezas que harán parte de la misma. Teniendo como punto inicial los modelos geométricos y dinámico de la estructura elegida.
- ✓ Simular y controlar el diseño de la interfaz háptica haciendo uso de los análisis cinemático y dinámico, para demostrar que se puede realizar entrenamiento en laparoscopia con el dispositivo obtenido.

CAPÍTULO 1 – MARCO TEÓRICO

1. CIRUGÍA MÍNIMAMENTE INVASIVA Y SIMULACIÓN HÁPTICA

Se puede definir la Cirugía Mínimamente Invasiva (CMI), como el conjunto de técnicas para diagnosticar y tratar diferentes tipos de enfermedades, través de las vías naturales o de una incisión más pequeña en comparación con una intervención convencional, a fin de introducir herramientas y actuar en alguna parte del cuerpo humano, usando visión endoscópica u otras técnicas de imagen [6].

La CMI, ofrece mayores ventajas frente al abordaje abierto teniendo en cuenta que: Disminuye el dolor durante el postoperatorio. Disminuyen las complicaciones por riesgo de infección. Adicionalmente, ofrecen un resultado cosmético satisfactorio. Disminuye el tiempo de permanencia en el hospital y una rápida inserción laboral. Reducen los costos asociados a la hospitalización y las infecciones intrahospitalarias [7].

En relación a los cirujanos, los procedimientos de CMI exigen una mejor preparación, ya que son procedimientos más complejos que los convencionales. Lo cual implica:

- El aprendizaje de habilidades que no están contempladas en los programas de formación actuales o de técnicas complementarias tales como: la ecografía, la radiología y la endoscopia.
- El uso de instrumentos específicos más difíciles de manipular que los instrumentos convencionales, por lo que es vital el entrenamiento recibido durante su periodo de formación.

En relación a las desventajas que ofrecen los procedimientos de Cirugía Mínimamente Invasiva – CMI [7][8], se pueden mencionar:

- Dificultad con la percepción espacial: debido a que los procedimientos son visualizados a través de monitores, el cirujano, requiere de experiencia y entrenamiento; pues debe usar imágenes 2D para realizar el procedimiento en un espacio 3D como el cuerpo humano.
- Pérdida de la sensación de palpación (percepción profunda) que se tiene en la cirugía convencional, por lo tanto, el especialista debe aprender a palpar usando el instrumental.
- En caso de hemorragia, se dificulta el control de la misma.
- La ubicación de nódulos pequeños y profundos es más difícil.

Existen cientos de procedimientos de CMI realizados exitosamente. Los cuales se clasifican según el grado de aceptación de la comunidad científica y su aplicación depende del entrenamiento de los especialistas, como se muestra en la Tabla 1. No obstante, la lista de procedimientos es revisada constantemente, ya que el entrenamiento y la experiencia alcanzada en cada uno de ellos permite su aceptación progresiva por la comunidad quirúrgica [8].

Tabla 1 Lista de procedimientos según criterio de aceptación de la comunidad médica [6]

<i>Procedimientos aceptados</i>	<i>Procedimientos factibles de posible aceptación</i>	<i>Procedimientos no aceptados actualmente</i>
Colecistectomía Laparoscopia diagnostica Estadificación neoplasias Resección de colon Apendisectomía Antirreflujo Resección intestino delgado Adherenciólisis Reparación hernia inguinal e incisional Esplenectomía laparoscópica Linfadenectomía Biopsias hepáticas Tratamiento de la ERGE y la achalasia Adrenalectomía laparoscópica	Resección de colon maligno Adrenalectomía Resección pancreática distal Gastroyeyunostomía Operaciones de ulcera duodenal Miotomía de Heller/resección gástrica Prolapso rectal Trauma abdominal Exploración VBP Cirugía oncológica	Duodenopancreatetomía cefálica By pass aorto-iliaco Hidatidosis hepática Resecciones hepáticas mayores Exploración de paciente inestable

Aunque la CMI, alcanzó su mayor desarrollo en la cirugía del tracto digestivo, hoy por hoy es útil a casi todas las disciplinas médicas y técnicas como: la endoscopia, la cirugía laparoscópica y percutánea [8].

1.1 CIRUGÍA LAPAROSCÓPICA

La laparoscopia es una técnica de la CMI, que recoge un conjunto de procedimientos realizados con la ayuda de una cámara insertada en el abdomen del paciente y su ejecución totalmente de la tecnología pues requiere de tres tecnologías íntimamente ligadas entre sí: óptica, electrónica e instrumentación.

Durante este tipo de procedimientos el paciente, el cirujano y su equipo están rodeados de cables, fibra óptica y un instrumental muy delicado; junto a la torre donde está el monitor, el insuflador, la fuente de luz y la videogradora, entre otros equipos. Haciendo de éste un escenario más complejo que un quirófano convencional. El factor humano que maneja los instrumentos es primordial; en ambos casos, sin embargo, en la laparoscopia hay una total dependencia de la tecnología. Adicionalmente, el cirujano debe adquirir habilidades y destrezas ajenas a la cirugía abierta. Por ejemplo debe desarrollar la coordinación psicomotriz necesaria para ajustar su visión a la realización de movimientos opuestos entre el mango del instrumento que maneja y su extremo quirúrgico [9] .

No obstante, los riesgos que implica cualquier cirugía, la laparoscopia ofrece todas las ventajas de la CMI y es utilizada no sólo como tratamiento, sino con fines diagnósticos o experimentales.

1.1.1 Tipos de cirugía laparoscópica. La laparoscopia, permite diagnosticar, o tratar una patología. Por ello, se distinguen varios tipos de laparoscopias [10], que se realizan según cada caso:

- Laparoscopia exploratoria o diagnóstica.
- Laparoscopia quirúrgica.
- Laparoscopia experimental.

1.1.2 Colectomía laparoscópica.

La colectomía laparoscópica (CL) es la extirpación quirúrgica de la vesícula biliar, debida a la presencia de cálculos biliares los cuales causan dolor o infección y es el tratamiento adoptado para curar la litiasis vesicular sintomática [9]. Por lo tanto, se ha dedicado mucho tiempo y esfuerzo a su estudio desde el punto de vista clínico, formativo y técnico.

Este procedimiento se practica rutinariamente desde 1985 y en la actualidad, se considera como el método de elección para el tratamiento de la colelitiasis y la colecistitis aguda, pues disminuye la aparición de complicaciones y el cáncer [6].

La colelitiasis, es un padecimiento ocasionado por el depósito de cristales o cálculos en la vesícula biliar. Sus síntomas varían desde un cuadro doloroso abdominal hasta un hallazgo en una ecografía [11].

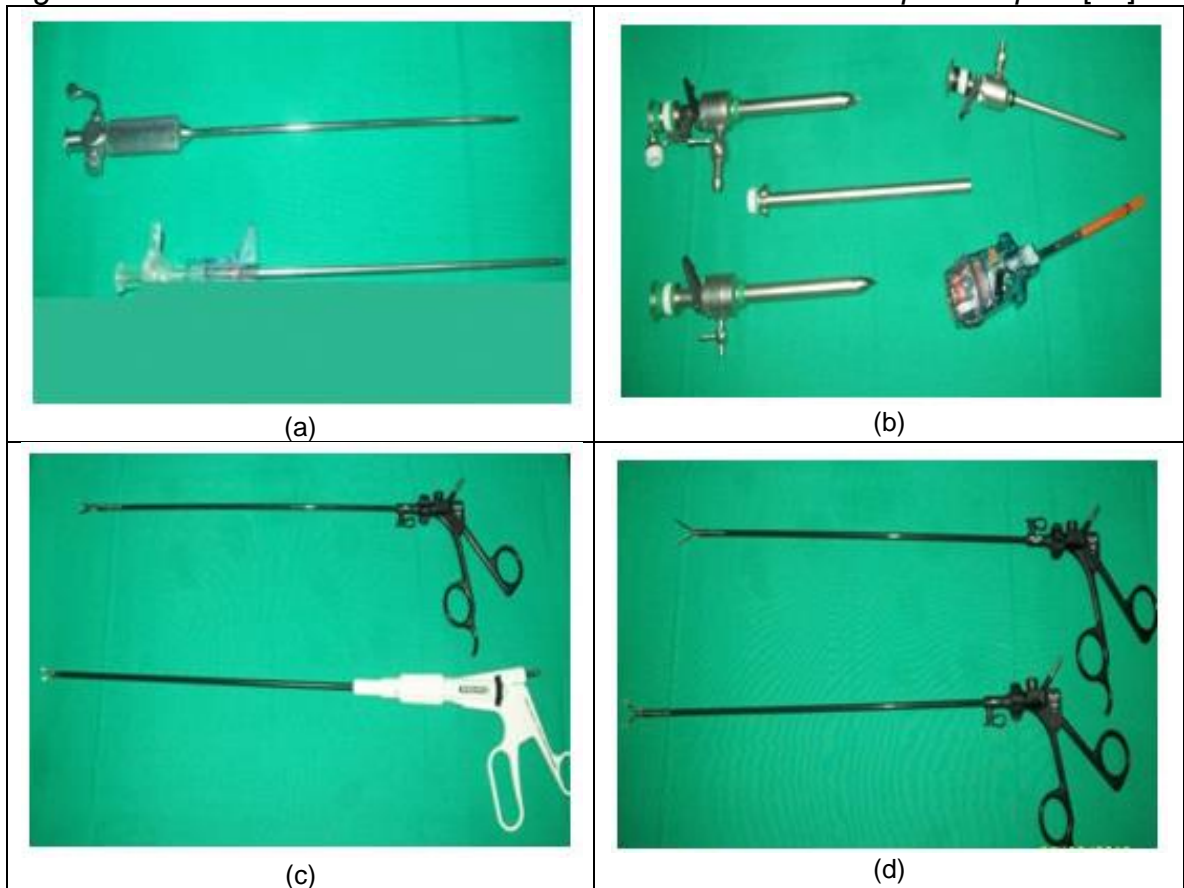
1.1.3 Instrumental laparoscópico. Es numeroso y variado el equipo e instrumental usado en la ejecución de la colectomía laparoscópica, su clasificación se expone en la tabla 2.

Tabla 2 Equipos e instrumentos laparoscópicos

Instrumentos manuales	Equipos ópticos	Equipos de montaje	Equipos especiales
Trócares	Laparoscopios	Monitor	Instrumentos de colangiografía
Tijeras		Fuente de luz	Coledoscopio
Disector		Cámara de video	Ecógrafo
Hook		Insuflador de CO2	
Pinzas especiales		Equipos de electrocirugía	
Aplicadores de clips			

En la figura 1 se muestran imágenes de algunos de los Instrumentos manuales usados en Colectomía Laparoscópica, entre ellos: agujas de Veress (a), trocares de diferentes longitudes y reductor (b), tijeras planas y micro-tijeras para tareas de corte y agarre (c), finalmente un disector usado en la extracción de la vesícula biliar (d).

Figura 1 Instrumentos manuales usados en Colectomía Laparoscópica [12]



1.2 SIMULACIÓN EN MEDICINA

Hasta hace poco, la formación continuada de cualquier cirujano en cualquier especialidad quirúrgica, especialmente en CMI, se regía por el principio de William Halsted: “*mirar uno, hacer uno, enseñar uno*” es decir que, el desarrollo de las habilidades quirúrgicas dependía de la observación, la asistencia y realización de procedimientos cada vez más complejos. Un paradigma que reportaba altos costos tanto quirúrgicos como financieros [13]-[14].

Teniendo en cuenta que los errores médicos acarrear altos costos sociales y económicos, se ha potenciado el aprendizaje en centros de entrenamiento como alternativa a la formación en quirófano. En donde se han venido utilizando desde vísceras de animales o animales anestesiados, maniqués plásticos o cajas de entrenamiento con visión directa e instrumental hasta simuladores virtuales; con el fin de acortar el tiempo de aprendizaje y hacer una evaluación a escala global que permita decidir el progreso de los diferentes niveles de capacitación técnica.

1.2.1 Simuladores en Cirugía Mínimamente Invasiva. La simulación se ha utilizado con éxito en diferentes ámbitos, lo cual ha motivado el interés por el entrenamiento médico. Y su objetivo es disminuir tanto el riesgo como el costo, sin detrimento de las posibilidades de evolución y adquisición de habilidades y destrezas por medio de técnicas más sofisticadas.

Un simulador es un sistema que imita de la manera más cercana posible el ambiente y los ademanes necesarios en la realización de una tarea específica. Los simuladores físicos son muy útiles en diversos campos de las ciencias de la salud, indispensables en el aprendizaje de tareas como: canulación venosa, las maniobras de RCP, intubación orotraqueal, entre otras. En el ámbito quirúrgico especialmente en CMI, se puede utilizar simuladores de técnicas laparoscópicas [13].

En general, la simulación le ofrece un mejor entorno de aprendizaje que la clínica, pues permite una enseñanza orientada y estructurada con objetivos específicos de aprendizaje como el dominio de habilidades como la coordinación mano-ojo, el control de los movimientos intuitivos y la capacidad de trabajar con una imagen 2D en un espacio 3D, así el aprendiz puede enfocarse en los pasos críticos de la operación cuando está en el quirófano [15]. Algunas de las características del uso de los simuladores son:

- ✓ Correlación teórico-práctica, mediante la reproducción de situaciones médicas.
- ✓ Adquisición de habilidades clínicas, antes del contacto real con el paciente.

- ✓ Evaluación de los alumnos y certificación de la adquisición de habilidades clínicas.
- ✓ Seguridad para el paciente, al obtener destrezas para disminuir errores.
- ✓ Aprendizaje homogéneo, exposición a una situación médica a todos los alumnos por igual.

No obstante, la simulación no reemplaza la práctica clínica, pero sí permite al aprendiz desarrollar habilidades claves en la ejecución de procedimientos más complejos en un ambiente seguro, al margen de las restricciones que impone la ética en relación a la práctica con pacientes reales o tejidos vivos y animales.

1.2.2 Simuladores Simples. Estas “*cajas de simulación*” son sistemas rudimentarios que emplean instrumental más largo que el habitual y con movilidad reducida por el trocar por el que se introduce un sistema óptico indirecto bidimensional (cámara, laparoscopio, webcam o incluso un espejo) con el fin de condicionar las destrezas del cirujano. Pueden considerarse como simuladores de este tipo: Video-endoscopic laparoscopic cart and trainer box simulator [16], .Mirrod box simulator (Simuview Suture Trainer; Simulab Corporation) [17],[18],[19], y Dundee Endoscopic Psicomotor Tester (DEPT) [20],[13].

1.2.3 Simuladores virtuales de Laparoscopia. A nivel comercial existen distintos simuladores para el entrenamiento quirúrgico mínimamente invasivo que utiliza la realidad virtual, en la tabla 3 se sintetiza la información relacionada con el nombre del simulador, empresa que los comercializa y las aplicaciones que ofrecen. No son solo los más reconocidos a nivel mundial, sino que de la mayoría existen estudios demuestran su efectividad en la reducción de errores, así como para la evaluación de las habilidades desarrolladas.

La simulación, ofrece un espacio complementario de formación que ofrece grandes ventajas, no obstante, hasta que los simuladores no logren un alto grado de realismo y una favorable relación de costo-eficiencia. La cirugía con animales seguirá siendo la estrategia más adecuada para el entrenamiento quirúrgico a pesar los altos costos económicos, las diferencias anatómicas y el aspecto ético, sobre el uso de pacientes, animales o tejidos vivos [21].

Tabla 3 Posibilidades de simulación laparoscópica ofrecidas por las diferentes empresas distribuidoras [13]

Simulador	Empresa	Posibilidades de simulación
Reachin's Laparoscopic Trainer (B y BC)	Reachin Technologies AB	Habilidades básicas* y avanzadas**. BC colangiografía
Sim Surgery	Sim Surgery AS	Tocar y mover la aguja para suturar y anudar
MIST-VR (Classic y Proceidius)	Mentice	Habilidades básicas y Proceidius además las avanzadas excepto disecar
VEST (One)	Select-IT Systems AG	Habilidades básicas y avanzadas
Lap Sim (Basic Skills y Disection)	Surgical Science	Habilidades básicas y avanzadas (BS no permite la disección ni utilizar diatermia), Bisturí armónico
VLI y LSW	Immersion	Otras aplicaciones específicas (digestivo-vascular, etc.)
LapMentor	Simbionix	Habilidades básicas y avanzadas excepto suturar y anudar. Colangiografía
LS500	Xitact	Habilidades básicas excepto la orientación y avanzadas salvo suturar y anudar
ProMIS	Haptica	Habilidades básicas y avanzadas

En Colombia, recientemente se estableció en 2008 un centro de entrenamiento en técnicas básicas de cirugía laparoscópica en el Hospital Universitario de San Vicente Fundación (figura 2), en Medellín con el apoyo del Centro Internacional para Tele simulación e Innovación en la Educación Médica (ICTIME), de la University Health Network, de Toronto – Canadá. En donde los profesionales de Latinoamérica se pueden entrenar y evaluar, vía tele simulación [22].

Figura 2 Telesimulación desde el Hospital Universitario de San Vicente Fundación en Medellín [23]



Con el fin de incrementar la práctica de la cirugía laparoscópica básica en Colombia, la firma *Johnson & Johnson Medical Devices Companies* trajo de México al país, *CARE for the box* (figura 3), un programa educativo que permitirá a médicos en

especialización quirúrgica perfeccionar sus destrezas básicas en esta técnica. A este programa se han vinculado cinco universidades: Universidad del Rosario y la Fundación Universitaria Sanitas de Bogotá y en Medellín con la Universidad CES, la Universidad Pontificia Bolivariana y la Universidad de Antioquia.

Figura 3 Simuladores físicos CARE for the box [24]



1.3 HÁPTICA EN SIMULACIÓN LAPAROSCÓPICA

El término háptico, estudia lo relativo al tacto y sus sensaciones como medio de interacción con máquinas y computadores [25]. La información del sentido háptico resulta de la manipulación activa y voluntaria de los dedos y las manos con objetos en el entorno e involucra el sentido del tacto y la cinestesia [4]. Así La primera, aporta información al cerebro sobre la textura, temperatura, presión o vibración, entre otras. La segunda, permite establecer las características del objeto manipulado.

Una interfaz háptica es un dispositivo capaz de imitar en el usuario la sensación de contacto y manipulación de un objeto virtual o un entorno remoto, simulando las características esenciales percibidas al tacto de un objeto real, como temperatura, textura, peso, contorno, entre otros.

Teniendo en cuenta los tipos de información aportada al cerebro, las interfaces hápticas pueden clasificarse en dos, las que producen estímulos cinestésicos y estímulos táctiles [4]. El primer tipo o interfaz háptica cinestésicas hacen retroalimentación de fuerza en las extremidades (dureza, peso e inercia), para lo cual requieren de algoritmos de “*renderizado*” para calcular las fuerzas de interacción entre el dispositivo y los objetos virtuales que manipulan, para lograr un alto grado de realismo; el cual ha sido aprovechado en el desarrollo de juegos serios y herramientas tipo robot para rehabilitación. El segundo o interfaz háptica táctiles,

utilizan actuadores para estimular la piel, aplicando señales de temperatura, vibración, presión, o rugosidad entre otros [4].

En relación a las interfaz háptica kinestésicas su uso es análogo al de un robot con el cual el usuario intercambia energía mecánica [26]. Este tipo de interfaz háptica se diseña en función de los *grados de libertad* (*Degrees of Freedom, DOF*) con que el usuario puede moverse usando el dispositivo. Otro aspecto de diseño a considerar es la *portabilidad*, ya que, algunas pueden ser montadas y sujetas al cuerpo del usuario o pueden encontrarse sujetas a una base limitando el movimiento de la extremidad sujeta a la interfaz [27]. Y el tipo de *efector final*, pues contribuye al realismo que la interfaz háptica provee en la interacción con el ambiente virtual o físico.

1.3.1 Importancia de la háptica en la simulación. La tecnología háptica, aplicada a juegos de computadora, teléfonos móviles y simuladores quirúrgicos; permite la interacción con entornos virtuales a través de interfaces; las cuales generan la sensación de contacto virtual en forma de retroalimentación de fuerza (para receptores en los músculos y articulaciones) y retroalimentación táctil (para sensores ubicados en la piel) [25]. Juega un papel crucial en la cirugía, ya que facilita la diferenciación de los tejidos saludables de los tejidos que no lo son, la identificación de los órganos y el control motor. Por lo tanto, la retroalimentación de fuerzas puede mejorar la realización de nudos con sutura fina, la reducción de las fuerzas totales aplicadas y el número de incursiones accidentales en las estructuras sensibles. Por lo tanto, es una característica deseable en entrenadores quirúrgicos laparoscópicos aportando más al aprendizaje que aquellos simuladores que no la ofrecen [28].

1.3.2 Características de las interfaces hápticas. La retroalimentación de fuerzas, es la razón por la cual se incorpora una interfaz háptica a un simulador. Dicha retroalimentación se realiza mediante motores, u otra clase de accionamientos eléctricos dependiendo de la relación potencia-masa que impongan las características de trabajo de la herramienta. Es decir, estos accionamientos deberán ser ligeros para evitar la fatiga, pero a la vez deben ser potentes para aplicar la fuerza requerida. Otro aspecto que debe analizarse en el diseño de la interfaz háptica es el número de *grados de libertad* que, para el caso de las interfaces manuales, definirá el número de actuadores y afectará la relación potencia-masa. Las variables críticas en el diseño, sensibilidad y estabilidad de las interfaces hápticas con retroalimentación de fuerzas según [29] son:

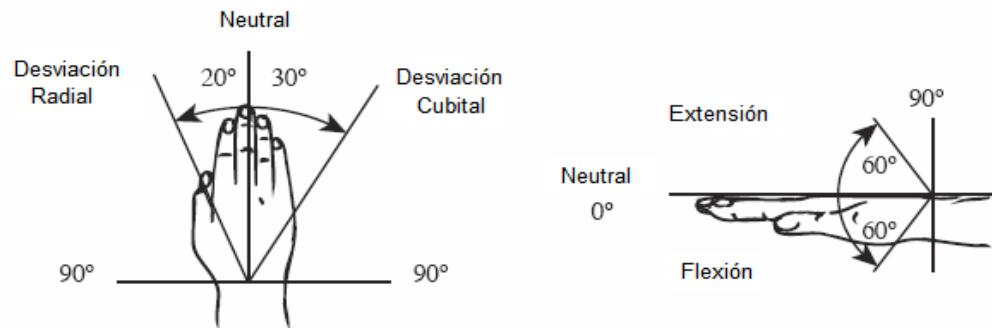
- ✓ **Fuerzas de contacto:** Es la fuerza máxima ejercida por cada dedo en función de los ángulos que forman con las falanges y dependerá de la fatiga muscular si estas fuerzas máximas se aplican por prolongados periodos y de forma continua

[26]. Los dedos humanos pueden ejercer de 30 a 50 N de fuerza en periodos breves de tiempo y de 4 a 7 N en periodos sostenidos [30]. Las fuerzas ejercidas por la interface deberán estar por debajo del 15% de los valores máximos citados, así se podrá ofrecer comodidad al usuario y un nivel de seguridad admisible.

- ✓ **Inercia aparente:** Es la mínima masa percibida por el operador cuando mueve la interfaz háptica en el espacio libre. Se recomienda que no supere los 100g para procedimientos de entre 45 a 60 minutos.
- ✓ **Transparencia:** No debe ejercerse ninguna fuerza sobre el operador mientras no exista interacción física con el entorno virtual.
- ✓ **Fricción aparente (Back-drivability):** la transparencia de interfaz háptica permite al usuario diferenciar las fuerzas que proviene de la retroalimentación deseada o debida a las perdidas mecánicas del dispositivo, para lo cual, las pérdidas por fricción deben estar por debajo del mínimo par o fuerza mientras hay interacción con el entorno virtual. Los valores de la fricción aparente deben estar por debajo de 7% de las fuerzas y por debajo del 12,7% de los pares de fuerza aplicados con el entorno virtual [29].
- ✓ **Ancho de banda de estímulos de control:** Es una característica importante para lograr la sincronización con las aplicaciones gráficas de realidad virtual la cuales refrescan su contenido de 20 a 30 veces por segundo, frecuencia de percepción aproximada a la aplicación de estímulos táctiles [29],[31].
- ✓ **Niveles de torque y fuerza:** Las fuerzas de manipulación de tejidos citadas en la literatura van desde 0,3 N hasta pocos Newtons. En un usuario promedio, el dedo índice puede ejercer una fuerza de 7N, el dedo medio de 6N y el anular de 4.5N sin experimentar fatiga [29],[31].
- ✓ **Espacio de trabajo:** Dependerá de los movimientos de las manos y brazos del operador. No obstante, por las características de la cirugía laparoscópica, el espacio de trabajo se reduce a la cavidad abdominal teniendo en consideración que la herramienta se introduce siguiendo la guía o trócar lo cual limita dicho espacio de trabajo, a fin de evitar lesiones viscerales.
- ✓ **Grados de Libertad:** En el caso de que la interfaz háptica se utilice en entorno virtual, deberá contar con mínimo dos grados de libertad activos para su ubicación en el entorno virtual de trabajo, pero los DoF aumentan si se trata de ejecutar movimientos de manipulación y percibir fuerzas en todas las direcciones de dicho espacio [31].
- ✓ **Rango de movimiento:** El rango de movimiento depende directamente de la tarea quirúrgica seleccionada. Un gran número de procedimientos mínimamente invasivos son posibles con herramientas convencionales, no articuladas que incluso requieren solo 2 DoF y permiten un rango de movimiento de $\pm 30^\circ$ [32].

La interfaz háptica y el efector final transfieren la capacidad de la muñeca y los dedos humanos en el cuerpo del paciente, de modo que se utiliza el rango de movimiento de la muñeca humana como guía para el diseño de la interfaz háptica. Dicho rango es entre 60° a 80° para la flexión y extensión de la muñeca y el rango de movimiento en la aducción y abducción es de 20° a 30° (Figura 4). En lugar de imitar el rango de movimiento asimétrico de la muñeca humana, una interfaz háptica debe proporcionar un espacio de trabajo simétrico y esférico [33].

Figura 4 Rango de movimiento de la muñeca [32]



Adicionalmente, se deben considerar la resolución de posición, es decir, el mínimo desplazamiento percibido por el sistema; y la rigidez, entendida como la capacidad del dispositivo para oponerse al movimiento del operador la cual depende del pico de fuerza/par, pero también está relacionada con el comportamiento dinámico del dispositivo, la resolución del sensor y el período de muestreo del ordenador de control [33].

A partir de esta clasificación la interfaz propuesta, se puede considerar del tipo cinestésica, fija y de 4 DoF. En relación al tipo de agarre, se utilizó un efector tipo tijera afín con el instrumental quirúrgico usado en laparoscopia. Y dada su aplicación, usa motores, debido a la relación potencia-masa de la realimentación de fuerzas y espacio de trabajo reducido (cónico) que impone la laparoscopia.

CAPÍTULO 2 - ESTADO DEL ARTE

2. ESTADO DEL ARTE

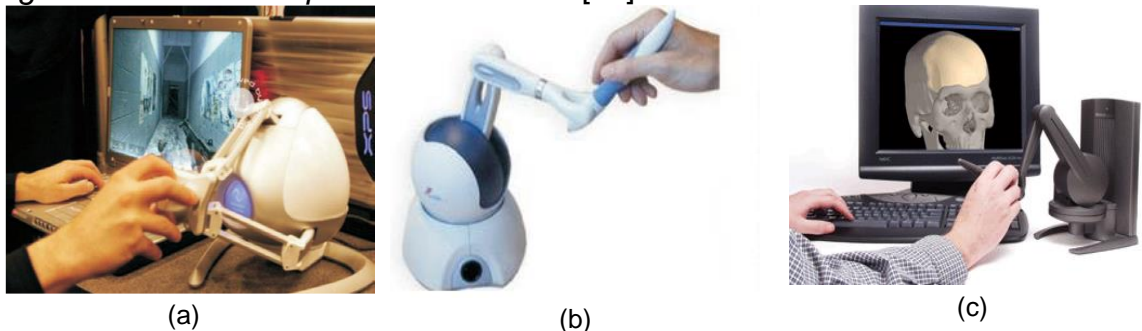
En el capítulo anterior se mencionaron dos tipos de interfaces hápticas: táctiles y kinestésicas. En este capítulo se presentará el estado de la técnica en el diseño de estas últimas, lo cual se hará en dos partes. La primera será una revisión de las interfaces comerciales y la segunda será la revisión de algunos antecedentes en el diseño de interfaces hápticas para cirugía mínimamente invasiva.

En cuanto a las interfaces hápticas comerciales, muchas son del tipo kinestésico, y han sido adaptadas para su utilización en simuladores de laparoscopia pues aplican realimentación de fuerza, ya sea, por elementos enlazados o por elementos tensionados [4]. Las primeras, proveen una buena transmisión y trazado de la fuerza hacia el efector final ya que usan motores en la base que activan los elementos rígidos enlazados hasta el efector final, en la figura 5 se ilustran: (a) Novint Falcon (Novint, 2012), (b) Geomagic (Geomagic, 2015) y (c) Phantom (Sensable, 2016).

Por otro lado, las de elementos tensionados, usan guías, poleas, cables y decodificadores digitales para ajustar el movimiento y el efector final recibe su fuerza de motores de corriente continua. A esta clase pertenecen los exoesqueletos hápticos, como se muestran en la misma figura: (d) Cybergrasp (Cyberglovesystems, 2015) y (e) la interfaz HIRO III (RoboHand, 2015).

Por último, se considerarán las interfaces que usan un principio de realimentación de fuerza diferente a las técnicas y métodos mencionados, como (f) Maglev 200™ (Butterfly-haptics, 2015) cuyo principio de funcionamiento se sustenta en el principio de *levitación de Lorentz* para la interacción de fuerzas por medio de campos magnéticos fuertes.

Figura 5 Interfaces Hápticas cinestésicas [34]





(d)



(e)



(f)

El diseño de dispositivos hápticos ofrece a los ingenieros electrónicos y mecánicos un vasto campo de investigación en el cual convergen: la robótica, la informática, la mecánica, entre otras áreas de la ingeniería. A continuación, se destacan algunas colaboraciones que, por su nivel de innovación, marcan tendencia en el desarrollo de los dispositivos hápticos o que marcaron pautas importantes en el diseño de los dispositivos actuales o aportaron al desarrollo de trabajos similares a éste.

Una consideración importante en el diseño de los sistemas robóticos en general, está relacionada con el número de grados de libertad (DoF) del dispositivo háptico, pues el número de estos aumentará en virtud de los movimientos de manipulación, percepción de fuerzas, resolución de posición, rigidez y en general el comportamiento dinámico del dispositivo.

Los simuladores de laparoscopia requieren interfaces hápticas de por lo menos 4 DoF; como el dispositivo desarrollado en el *Laboratorio de Sistemas Robóticos del Instituto Tecnológico de Lausanne, Suiza*. Este dispositivo háptico de 4 DoF para la simulación de la histeroscopia, se basa en un manipulador esférico de 2 DoF de baja inercia y una extensión en serie de 2 DoF, que permite el uso de instrumental quirúrgico adaptado al sistema [35]. Esta geometría híbrida que combina manipuladores esféricos con manipuladores serie o paralelo es recurrente en el diseño de interfaces hápticas pues aportan a la fidelidad mecánica del dispositivo.

En el *Laboratorio Experimental de Robótica, de la escuela de Ciencias de la Ingeniería de la Universidad Simon Fraser, British Columbia, Canadá*. Se desarrolló *SPBS (Spherical Parallel Ball Support)* un dispositivo basado en una geometría esférica híbrida de 4 DoF. El cual consiste en un diseño que incluye articulaciones esféricas activas y pasivas. La orientación del dispositivo está determinada por una plataforma móvil de geometría esférica paralela de 3 DoF que ofrece rotaciones en torno a los ejes x , y , z . Esta geometría esférica conduce a la optimización de la

cinemática de la interfaz. El DoF adicional consiste en una pinza laparoscópica unida a la plataforma móvil que permite el movimiento de traslación [36].

Siguiendo con esta línea de dispositivos de configuración híbrida (serie - paralelo) cabe destacar, el Laparoscopic Impulse Engine de Immersion, el cual presenta una estructura cinemática basada en datos de medición registrados durante cirugías reales, obteniendo un dimensionamiento para el espacio de trabajo y los actuadores. Lo cual permite comprender lo que se espera del diseño de dispositivos hápticos y su desempeño en relación a los dispositivos comerciales existentes. Este sistema es de 4 DoF que utilizan servomotores [37].

Trabajos similares, se centran en el diseño de una pinza de Cirugía Mínimamente Invasiva - CMI con capacidad de detección de fuerzas de 4 DoF, como el desarrollado en el *Laboratorio de Sistemas Robóticos de la Escuela Politécnica Federal de Lausanne (Suiza)* para manipulación remota mediante el uso de un brazo robótico insertado directamente en la cavidad abdominal insuflada del paciente. El efector final detecta fuerzas aplicadas en la dirección cartesiana de agarre y los ejes x, y, z con una resolución de 0.1 N para una fuerza máxima de 10N [38].

En relación a nuevas tendencias en el diseño de dispositivos hápticos de 4 DoF, vale la pena mencionar la apuesta por el uso de los flujos magnetoreológicos, como la Magnetita o la Maghemita [39] - [43]. La respuesta producida por estos materiales, resulta de la polarización inducida en las partículas suspendidas cuando se aplica un campo externo. La interacción resultante entre los dipolos, induce a las partículas a formar estructuras en forma de columna, paralelas al campo aplicado. Ya han sido utilizados en los sistemas de amortiguación de los automóviles, la construcción de edificios antisísmicos y recientemente aplicados al diseño de dispositivos hápticos para CMI. El par de los actuadores es una función del campo magnético según el modelo *Bingham*.

La investigación, aporta al diseño y optimización de un manipulador háptico utilizando mecanismos serie – paralelo, como el descrito en [41]. En el cual se describen el diseño y optimización de un manipulador háptico de 8 DoF que controla los parámetros de entrada de traslación de 3 DoF paralelo y transfiere la fuerza de realimentación al operador. Por su parte, el mecanismo serial 4 DoF, que controla tres ángulos de orientación. El diseño de dispositivos hápticos, ha contribuido al desarrollo de aplicaciones de cirugía asistida por robot, estos suelen ser, como en el caso anterior sistemas de 7 o más DoF, como se aprecia en [42] y [43] respectivamente. El primero, presenta el diseño de una interfaz háptica de 7 DoF

para aplicaciones en CMI. El diseño de la interfaz se basa en el *Haptic dual-panthograph* capaz de rastrear la posición y la reflexión de la fuerza en tres articulaciones traslacionales, tres rotacionales y el movimiento de agarre. El segundo, presenta un dispositivo háptico de 7 DoF de uso general diseñado y desarrollado con aplicaciones para la CMI asistida por robot. El dispositivo consta de 4 DoF con capacidad de realimentación de fuerza (interfaz de usuario) y 3 DoF con capacidad de realimentación de posición (mecanismo espacial). Además, un mecanismo de agarre con dos dedos montados en el extremo de la interfaz de usuario proporciona una realimentación de fuerza a los dedos del usuario semejante a los utilizados en robots quirúrgicos.

Este aumento en el número de DoF aporta mayor seguridad y aceptación entre los cirujanos. Pero para sentir que están operando directamente con sus propias manos en el cuerpo del paciente, será necesaria una retroalimentación háptica multimodal, es decir, la fusión de la retroalimentación de fuerza, la detección de temperatura, la detección de presión y la representación de textura como se describe en [44].

Finalmente, en un contexto más cercano, cabe mencionar el trabajo desarrollado en la Facultad de Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones de la Universidad del Cauca, en donde se diseñó un dispositivo háptico de uso quirúrgico en la que el operador recibe retroalimentación de fuerzas cuando manipula objetos simulados en un ambiente tridimensional y tele-operado. Esta interfaz es un robot tipo serie, de 4 DoF que le permite al usuario posicionar el efector final en el entorno virtual. Se destaca la implementación de un controlador por par calculado, muy utilizada en el diseño de manipuladores industriales, que usa la realimentación de una señal que cancela los efectos de las variables dinámicas del robot como: gravedad, fricción, fuerzas de *Coriolis*, entre otras [5].

CAPÍTULO 3- MODELADO DE LA INTERFAZ HÁPTICA

3. MODELADO DE LA INTERFAZ HÁPTICA PARA LAPAROSCOPIA

En la sección 1.3.2 se mencionaron algunas características a considerar en el diseño de interfaces hápticas. En especial el espacio de trabajo, el cual, es inversamente proporcional a la capacidad de transmisión de fuerza, precisión y rigidez, que están estrechamente relacionados con la manipulación. Este capítulo muestra las estructuras cinemáticas utilizadas en el diseño de dispositivos hápticos en CMI y cómo a partir de éstas, se definió la estructura para la interfaz propuesta en este trabajo.

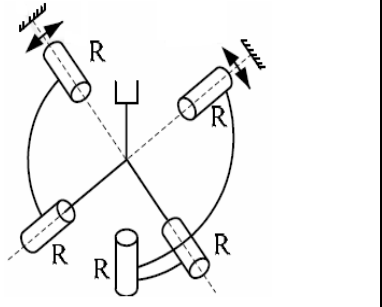
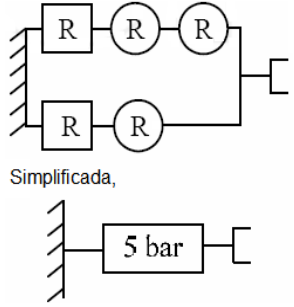
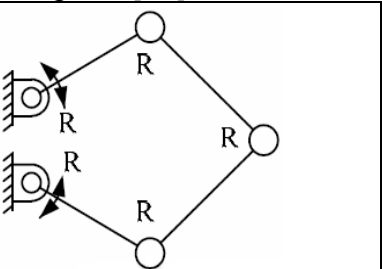
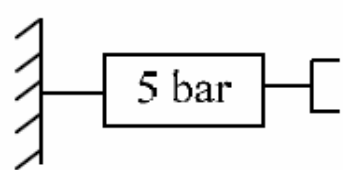
3.1 ESTRUCTURAS CINEMÁTICAS EN EL DISEÑO DE INTERFACES HÁPTICAS

La mayoría de los mecanismos hápticos son de tipo paralelo o híbrido, debido a la baja inercia móvil, gran fuerza de reflexión y alta rigidez pese a su espacio de trabajo reducido. Adicionalmente, la mayoría de las interfaces hápticas comerciales usan articulaciones esféricas y actuadores rotacionales, debido a la baja fricción y espacio de trabajo más amplio que las articulaciones prismáticas y los actuadores lineales [4].

En esta sección, se presentarán diferentes estructuras cinemáticas utilizadas en el diseño de interfaces hápticas; agrupadas según el número de DoF desde estructuras de 2 hasta 12 DoF las cuales usan manipuladores tanto esféricos como planares utilizada en el diseño de interfaces hápticas aplicadas a la cirugía o dispositivos de propósito general.

En la tabla 4 se resume la información relacionada con los mecanismos utilizados en el diseño de dispositivos hápticos, clasificados según el número de DoF y las características de cada mecanismo. En dicha tabla, se reúnen los dispositivos de 2 DoF de tipo esférico citados en [45] y [46]. La primera, utilizada en simuladores de vehículos equipados con interfaces hápticas que reproducen controles primarios, tales como pedales, volante y cambio de marchas; útiles en el entrenamiento y las pruebas ergonómicas. La segunda, conocida como *Laparoscopic Impulse Engine*, es un dispositivo de retroalimentación de fuerza de 4 DoF basado en herramientas que utilizan servos motores y a la que se pueden adaptar una variedad de herramientas quirúrgicas.

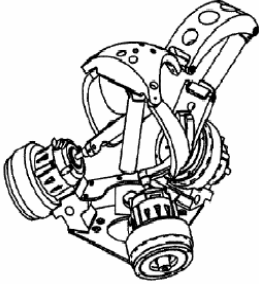
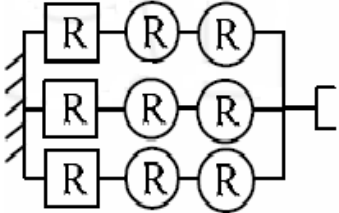
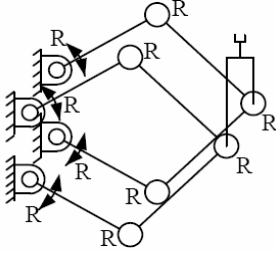
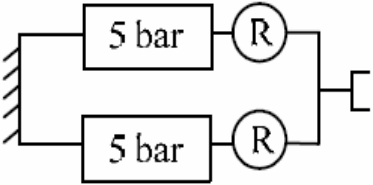
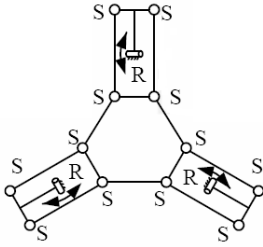
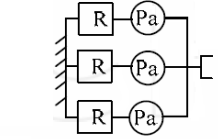
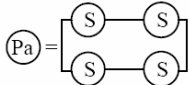
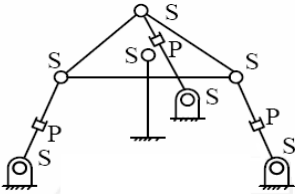
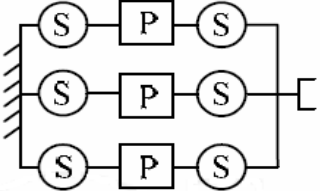
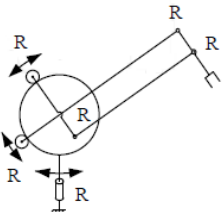
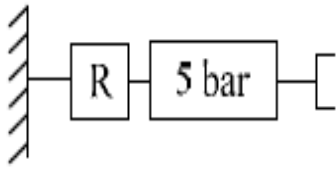
Tabla 4 Interfaces hápticas de 2DOF

<p>2 DoF</p>	<p>[5-bar esférica] - Manipulador esférico de centro de movimiento remoto para MIS [45] - Immersion Impulse Engine 2000 [47]</p> 	 <p>Simplificada,</p>
<p>2 DoF</p>	<p>[Planar 5-bar] - El Pantógrafo [48]</p> 	

Otro mecanismo se presenta en [48], este es de tipo planar de 2 DoF que se basa en un mecanismo paralelo. Un aspecto importante del pantógrafo, es la naturaleza de su interfaz: una placa antideslizante en la que descansa el dedo. Las fuerzas tangenciales de interacción programadas en la interfaz tienen el efecto de causar deformaciones de dedos y sensaciones táctiles similares a las superficies reales. El análisis cinemático del mecanismo de 5-bar se puede comprender en [49], este tipo de mecanismo se puede encontrar en muchas aplicaciones industriales.

En la tabla 5 se encuentran los dispositivos de 3 DoF los cuales pueden tener una estructura esférica, planar 5-bar o delta. Como por ejemplo SHaDe (*Spherical Haptic Device*) con 3 DoF rotacionales, que incluye solamente articulaciones rotacionales con geometría esférica, es decir, todos los ejes de articulación, pasivos y activos, se intersecan en un punto común que es el centro de rotación del efector final. Esta geometría reporta varias ventajas: rotación pura alrededor de un punto situado dentro de la mano del usuario, espacio de trabajo grande y manipulación precisa con reposo de la muñeca [50].

Tabla 5 Interfaces hápticas de 3DOF

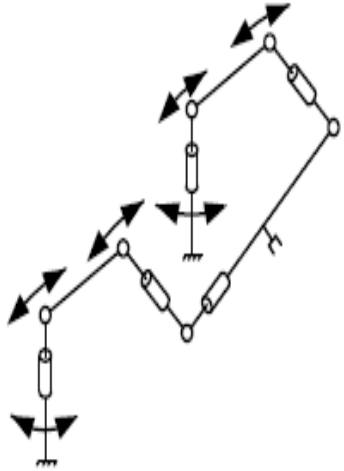
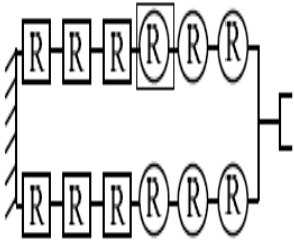
3 DoF	<p>Mecanismo esférico- SHaDe (<i>Spherical Haptic Device</i>) [50]</p> 	
3 DoF	<p>[Dos Planar 5-barras] - Interfaz Pantógrafo Planar de 3 DoF [51]</p> 	
3 DoF	<p>[Paralelogramos Espaciales] - Dispositivo Háptico Delta [52]</p> 	 <p>Donde,</p> 
3 DoF	<p>Conexión de la muñeca al dispositivo háptico Delta para un movimiento de 6-DOF.</p> 	
3 DoF	<p>[Manipulador Híbrido] - PHANTOM Desktop / Omni [53]</p> 	

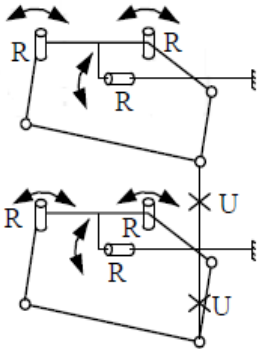
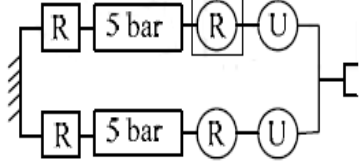

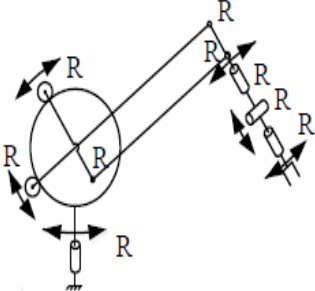
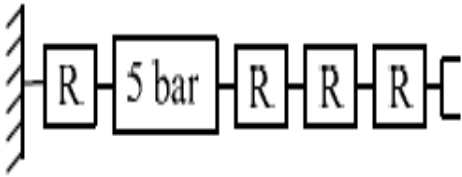
Otro ejemplo, es *3-DOF Planar Pantograph Interface* que permite una translación plana y una rotación ilimitada alrededor de un solo eje. El acoplamiento mecánico forma una manivela que permite que el mango gire sin obstáculos. Cada pantógrafo está accionado por dos motores de corriente continua situados en las articulaciones de la base [51].

Por su parte, el Dispositivo *Delta Haptic Device* es un sistema de retroalimentación de fuerzas, desarrollado en una estructura Delta 3 DoF de traslación con baja inercia, lo cual es indispensable en la producción de fuerzas reales. Su configuración geométrica, obliga a que la pinza de fuerza esté siempre en un plano paralelo al plano de base del dispositivo [52]. Esto facilita la adaptación de una muñeca mecánica, dándole hasta 6 o 7 DOF's activos.

La tabla 6 presenta los dispositivos seriales. Por ejemplo, el *PHANTOM*, un mecanismo de tres motores con sus codificadores y el extremo (dedal). La posición del dedo del usuario, se rastrea a través de los codificadores y los motores controlan las fuerzas x, y y z ejercidas. El torque de los motores se transmite mediante cable pre-tensado de aluminio, al final del cual hay un giroscopio pasivo de tres DoF unido al dedal, cuyos ejes de rotación convergen en un punto, permitiendo que el dedal asuma cualquier orientación cómoda. [55]. Este tipo de estructura, favorece el uso de una estructura serial a fin de reducir la complejidad del diseño y ampliar el espacio de trabajo.

Tabla 6 Interfaces hápticas de 5 y 6 DOF

5, 6 DoF	<p>[Configuración de dos PHANTOM's] - mediante una cadena serial de 5 ó 6 DOF [54], [55]</p> 	 <p>Donde, \textcircled{R} podría ser accionado para 6 DoF</p>
[Pantógrafos gemelos]- Varita háptica de 5 DOF [56]		

5, 6 DoF		 <p>Donde,  podría ser accionado para 6 DoF</p>
6 DoF	PHANTOM Premium 1.5 - manipulador cinemático híbrido de 6DOF [57]	
		

En la tabla 7 se presentan otros dispositivos hápticos seriales como: *VISHARD6* y *VISHARD10* (*Virtual Scenario Haptic Rendering Device*) con 6 DoF y 10 DoF respectivamente. Pero en la misma tabla se encuentra *GIRU*, en el cual los primeros 3 DoF establecen la posición, aplica la técnica de control de par calculado (CTC) y corrige la trayectoria cartesiana del efector final del robot, produciendo una realimentación kinestésica y pares entre el usuario y el entorno virtual.

El *VISHARD6*, es un dispositivo de amplio espectro de aplicabilidad, debido a su amplio espacio de trabajo y capacidad de fuerzas, gracias a su estructura serial y sencillez en el diseño [58].

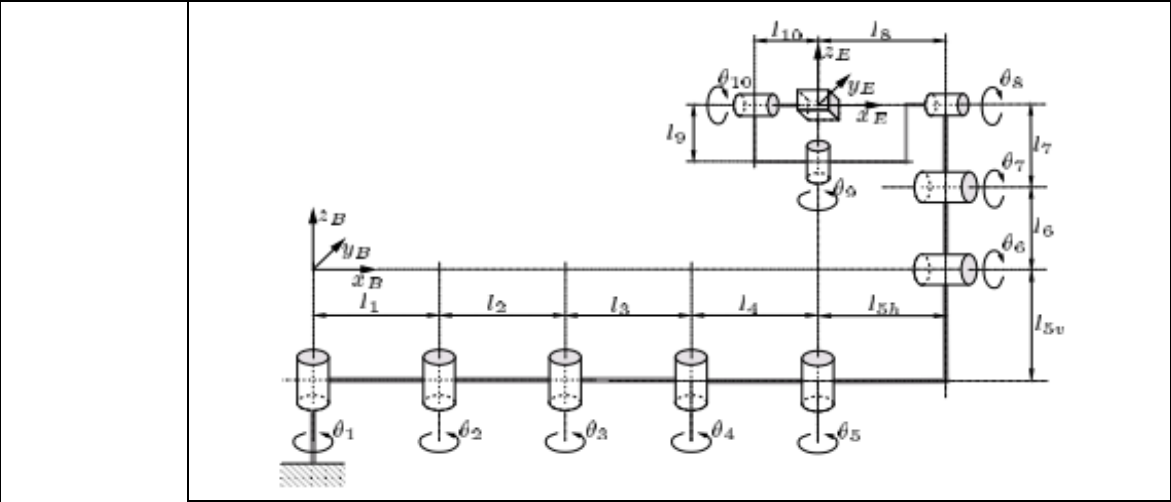
El *VISHARD10* se diseñó para espacios de trabajo más grandes en comparación con los dispositivos comerciales; el diseño incorpora redundancias cinemáticas a fin de evitar regiones donde el robot pierda un DoF, sin aumento del tamaño, peso o pérdida de la rigidez mecánica del mismo. Tanto el *VISHARD6* como el *VISHARD10* utilizan un sensor fuerza-par para el control activo de la fuerza de retroalimentación para dar forma a la dinámica del dispositivo.

Otro dispositivo de 6 DoF es *Freedom 6S* el cual cuenta con espacio de trabajo elíptico, capaz de simular el contacto con superficies duras mediante la retroalimentación de par – fuerza. Consta de dos fases: la primera, posee tres motores identificados en la figura de la tabla 7 como 0,1 y 2. Se observa que el eje

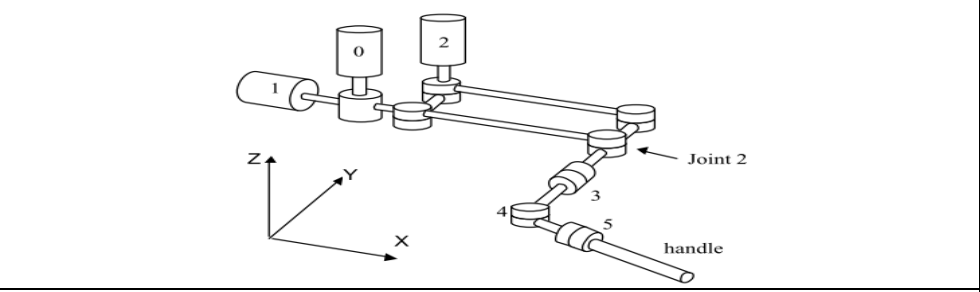
del motor 0 es constante en la dirección z , cuando este motor gira, los ejes de los motores 1 y 2 giran también. El motor 1 induce una rotación con un eje en el plano xy , que coincide con el eje x en posición inicial. El motor 2 actúa a través de un mecanismo de 4 barras para proporcionar realimentación de fuerza alrededor de la articulación 2. La segunda etapa comienza con la articulación 3, que está en el extremo del brazo de traslación el cual es accionado por el conjunto de motores identificados con los números 4 y 5.

Tabla 7 Manipuladores seriales

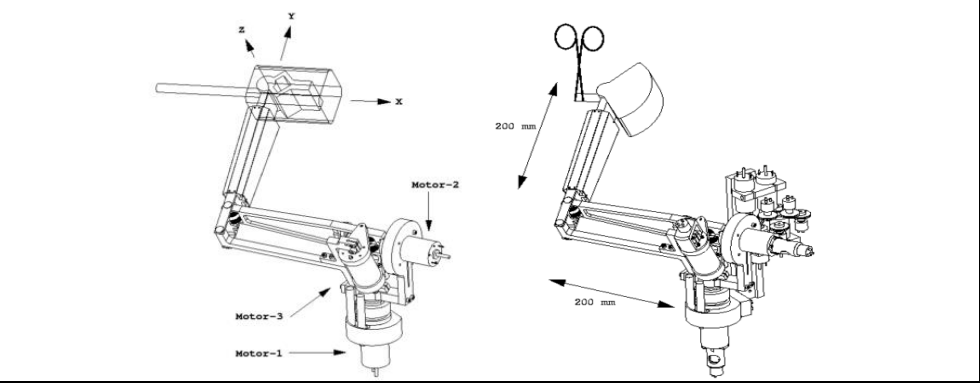
[Manipuladores de serie]	
5 DoF	<p>Interfaz Háptica GIRU [59]</p>
6~10 DoF	<p>ViSHaRD6 (Virtual Scenario Haptic Rendering Device with 6 DOF) [60]</p> <p>ViSHaRD10 [61]</p>



Freedom6s [62]



Freedom-7 [63]



Finalmente, el dispositivo *Freedom 7* es un diseño híbrido de espacio de trabajo elipsoidal con aplicación en entrenamiento quirúrgico; consta de dos etapas: una etapa de orientación y otra con una estructura paralela soportada por una etapa de posicionamiento de 3 DoF que incluye un mecanismo de cuatro barras. Como se observa en la tabla 7 el motor 1 está fijado a la base para producir una fuerza en la dirección z . El motor 2 conduce la estructura de cuatro barras, produciendo una fuerza en la dirección de z para equilibrar los efectos de la gravedad en la estructura de cuatro barras alrededor del eje del motor 1. Mientras el motor 3 acciona la

estructura, produciendo una fuerza principalmente en la dirección x . Los desplazamientos de los motores 2 y 3 son similares, por lo que la inercia se experimenta en el extremo en las direcciones x, y y z .

3.2 ESTRUCTURA CINEMÁTICA PROPUESTA

Después del estudio de las diferentes estructuras cinemáticas usadas en el diseño de interfaz háptica presentadas, se determinó que la estructura de una interfaz háptica para cirugía laparoscópica debe atender con los siguientes requerimientos:

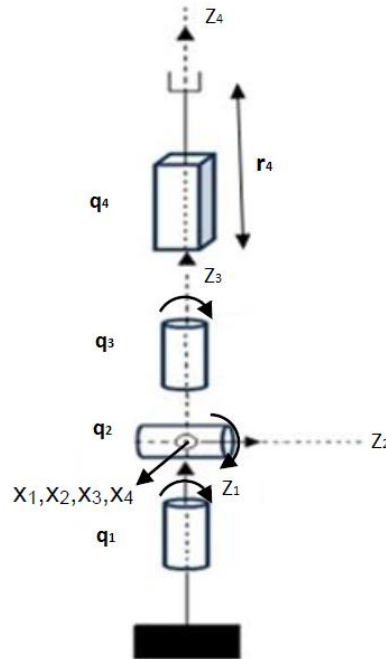
- ✓ Se eligió diseñar una estructura de 4 DoF con: tres articulaciones rotacionales y una traslacional para proveer la inserción del dispositivo en el ambiente de simulación, que aseguren el posicionamiento del robot en cualquier lugar dentro de un espacio 3D, en este caso la cavidad abdominal del paciente.
- ✓ Articulaciones esféricas y actuadores rotacionales, debido a la baja fricción y espacio de trabajo más amplio que las articulaciones prismáticas y los actuadores lineales.
- ✓ Se elige una estructura serial que ofrece mayor espacio de trabajo y sencillez cinemática comparada con sus homólogos paralelo e híbrido.
- ✓ Rango de control de fuerza, es decir, los niveles máximo y sostenido de fuerza que puede ejercer el dispositivo. Según [64] los dedos pueden ejercer de 30 a 50 N de fuerza en periodos breves de tiempo y de 4 a 7 N en periodos sostenidos. Las fuerzas ejercidas por la interface deben estar por debajo del 15% de los valores máximos mencionados, para la comodidad y seguridad del usuario. Las características de los motores deberán permitir este rango de fuerzas.

Teniendo en cuenta estos requisitos, se escogió una estructura de 4 DoF, con cuatro articulaciones motorizadas que permitan posicionar el robot en un espacio tridimensional y dar rotación al sistema de agarre, de forma similar a la pinza laparoscópica real. Tres de estas articulaciones son rotacionales y una traslacional que facilita la inserción del dispositivo en el ambiente de simulación.

En la Figura 6 se muestra la estructura cinemática elegida para la interfaz háptica propuesta, las variables articulares del robot se han etiquetado con letra q (en la Tabla 6 se muestran los valores de los parámetros geométricos), la articulación traslacional se representa con un prisma y las rotacionales con cilindros, cada una con su respectivo número. Para representar geoméricamente el robot, se utiliza el método desarrollado por Khalil-Kleinfinger [65]. Previamente se ubican los ejes x y z sobre las articulaciones del robot para ello debe tenerse en cuenta que:

- El eje z_j es el eje de la articulación j , es decir el eje sobre el cual rota o se traslada la articulación. En la figura 6 $z_1, z_2,$ y z_3 representan los ejes de rotación de las articulaciones q_1, q_2 y q_3 respectivamente, y el eje z_4 .representa el eje de traslación de la articulación q_4 .
- El eje x_j es perpendicular común a los ejes z_j y z_{j+1} (esto implica que el eje x_j forma un ángulo de 90° con cada uno de los ejes z_j y z_{j+1} , y que además los toque directamente). En la figura 6 x_1, x_2, x_3 y x_4 corresponde a los vectores en cada articulación.

Figura 6 Estructura cinemática y ubicación de ejes



3.3 MODELADO MATEMÁTICO DE LA INTERFAZ HÁPTICA PROPUESTA

Elegida una estructura cinemática se calculan los modelos matemáticos de la interfaz háptica para verificar que puede realizar movimientos quirúrgicos de una laparoscopia, lo cual será útil para desarrollar el controlador y la simulación por computador.

3.3.1 Modelo geométrico directo (MGD). Para el análisis de la estructura de la interfaz háptica, se ubican los ejes coordenados para cada articulación para obtener la tabla de parámetros geométricos (Tabla 8) siguiendo el método de Khalil y Dombre [66].

Tabla 8 Parámetros geométricos de la IH propuesta

j	δ	α	d	θ	r
1	0	0	0	Θ_1	0
2	0	90	0	Θ_2	0
3	0	-90	0	Θ_3	0
4	1	0	0	0	r ₄

En la tabla 8:

j : corresponde al número de la articulación o cuerpo. En este caso todas las articulaciones son activas, es decir, con motores.

σ_j : Indica si la articulación es de traslación (1) o de rotación (0).

α_j, θ_j : Son ángulos que dependen de los ejes de las articulaciones o de la rotación de una articulación rotacional.

d_j, r_j : Son distancias entre los ejes de las articulaciones o el desplazamiento de una articulación prismática (o traslacional).

En general, a partir del Modelo Geométrico Directo (MGD) se puede determinar la posición y orientación del efector final de un robot en el espacio cartesiano, conociendo los valores θ_j y r_j asociados a las articulaciones, usando las matrices de transformación entre los sistemas coordenados de cada articulación. No obstante, la interfaz propuesta carece de efector final, ya que eventualmente deberá acoplarse a un simulador en cuyo ambiente virtual se encontrará dicho elemento. Por lo tanto, los parámetros geométricos presentados en la tabla 8 permitirán identificar la posición del instrumento en cualquier punto del espacio.

La ecuación 3.1 muestra la matriz de transformación del sistema j al sistema i , A es una matriz de 4×4 que representa la orientación y $P(x, y, z)$ es un vector que representa la posición del instrumento.

$${}^i T_j = [{}^i s_j \quad {}^i n_j \quad {}^i a_j \quad {}^i P_j] = \begin{bmatrix} s_x & n_x & a_x & P_x \\ s_y & n_y & a_y & P_y \\ s_z & n_z & a_z & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Otra forma de expresar la matriz ${}^i T_j$ vista en (3.1) es:

$${}^i T_j = \begin{bmatrix} {}^i A_j & & & {}^i P_j \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^i s_j & {}^i n_j & {}^i a_j & {}^i P_j \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

En este caso a ${}^i A_j$ se le conoce como matriz de orientación y a ${}^i P_j$ como vector de posición, iguales a:

$${}^iA_j = \begin{bmatrix} s_x & n_x & a_x \\ s_y & n_y & a_y \\ s_z & n_z & a_z \end{bmatrix}; {}^iP_j = \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Donde:

s_x : Rotación del eje x actual respecto al eje x anterior.
 s_y : Rotación del eje x actual respecto al eje y anterior.
 s_z : Rotación del eje x actual respecto al eje z anterior.
 n_x : Rotación del eje y actual respecto al eje x anterior.
 n_y : Rotación del eje y actual respecto al eje y anterior.
 n_z : Rotación del eje y actual respecto al eje z anterior.
 a_x : Rotación del eje z actual respecto al eje x anterior.
 a_y : Rotación del eje z actual respecto al eje y anterior.
 a_z : Rotación del eje z actual respecto al eje z anterior.

El modelo geométrico directo de este robot de cuatro grados de libertad estará representado por la matriz 0T_4 . A su vez esta matriz es igual a la multiplicación sucesiva de ${}^0T_4 = {}^0T_1 * {}^1T_2 * {}^2T_3 * {}^3T_4$. Esto significa que deben hallarse cada una de las cuatro matrices que representan la transformación entre cada sistema de coordenadas de este robot.

Los valores para la primera articulación del robot se presentan en la tabla 9 .

Tabla 9 Parámetros geométricos articulación 1

j	δ_j	α_j	d_j	θ_j	r_j
1	0	0	0	θ_1	0

Reemplazando estos valores en la matriz ${}^{j-1}T_j$, con $j = 1$, se tiene:

$$\begin{aligned}
 {}^{j-1}T_j &= \begin{bmatrix} C\theta_j & -S\theta_j & 0 & d_j \\ C\alpha_j S\theta_j & C\alpha_j C\theta_j & -S\alpha_j & -r_j S\alpha_j \\ S\alpha_j S\theta_j & S\alpha_j C\theta_j & C\alpha_j & r_j C\alpha_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & d_1 \\ \cos\alpha_1 \sin\theta_1 & \cos\alpha_1 \cos\theta_1 & -\sin\alpha_1 & -r_1 \sin\alpha_1 \\ \sin\alpha_1 \sin\theta_1 & \sin\alpha_1 \cos\theta_1 & \cos\alpha_1 & r_1 \cos\alpha_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)
 \end{aligned}$$

Se reemplaza entonces $\alpha_1 = 0$, $d_1 = 0$, $r_1 = 0$ en la ecuación anterior. De la misma manera, y utilizando los demás datos de la tabla de parámetros geométricos, se hallan las demás matrices de transformación, las cuales se detallan en las ecuaciones 3.5 a la 3.8:

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} C1 & -S1 & 0 & 0 \\ S1 & C1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

$${}^1T_2 = \begin{bmatrix} C2 & -S2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ S2 & C2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$${}^2T_3 = \begin{bmatrix} C3 & -S3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -S3 & -C3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

$${}^3T_4 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & r4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Se ha reemplazado $\cos \theta_j$ por C_j y $\sin \theta_j$ por S_j para facilitar la interpretación de las ecuaciones. Se calcula ahora el modelo geométrico directo para la IH propuesta, partiendo de la última articulación:

$$U_3 = {}^3T_4 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & r4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

$$U_2 = {}^2T_4 = {}^2T_3 * U_3 = \begin{bmatrix} C3 & -S3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & r4 \\ -S3 & -C3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

$$U_1 = {}^1T_4 = {}^1T_2 * U_2 = \begin{bmatrix} C2C3 & -C2S3 & -S2 & -r4S2 \\ S3 & C3 & 0 & 0 \\ C3S2 & -S2S3 & C2 & r4C2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

$$U_0 = {}^0T_4 = {}^0T_1 * U_1 = \begin{bmatrix} C1C2C3 - S1S3 & -C3S1 - C1C2S3 & -C1S2 & -r4C1S2 \\ C1S3 + C2C3S1 & C1C3 - C2S1S3 & -S1S2 & -r4S1S2 \\ C3S2 & -S2S3 & C2 & r4C2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

Obteniéndose los vectores P correspondientes a la posición y la matriz de orientación del robot:

$$s_x = C\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 - S\theta_1 S\theta_3 \quad (3.13)$$

$$s_y = C\theta_1 S\theta_3 + C\theta_2 C\theta_3 S\theta_1 \quad (3.14)$$

$$s_z = C\theta_3 S\theta_2 \quad (3.15)$$

$$n_x = -C\theta_3 S\theta_1 - C\theta_1 C\theta_2 S\theta_3 \quad (3.16)$$

$$n_y = C\theta_1 C\theta_3 - C\theta_2 S\theta_1 S\theta_3 \quad (3.17)$$

$$n_x = -S\theta_2 S\theta_3 \quad (3.18)$$

$$a_x = -C\theta_1 S\theta_2 \quad (3.19)$$

$$a_y = -S\theta_1 S\theta_2 \quad (3.15)$$

$$a_z = C\theta_2 \quad (3.20)$$

$$p_x = -C\theta_1 S\theta_2 (r_4) \quad (3.21)$$

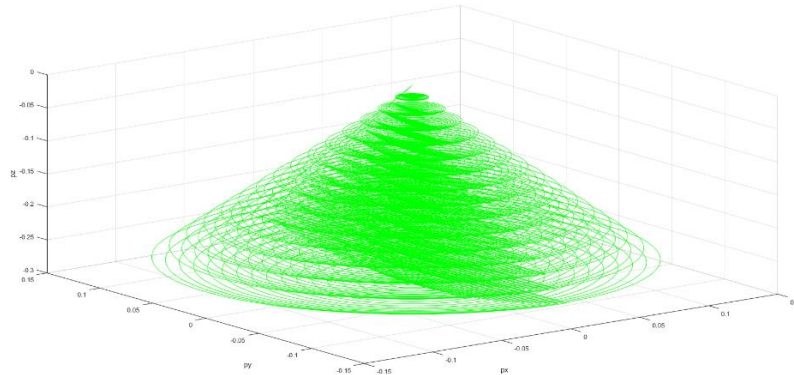
$$p_y = -S\theta_1 S\theta_2 (r_4) \quad (3.22)$$

$$p_z = C\theta_2 (r_4) \quad (3.23)$$

Estas se pueden contrastar con las ecuaciones obtenidas usando *OpenSymoro* las cuales se encuentran en el anexo 1 dedicado a describir los resultados entregados por este software. *OpenSYMORO*, es un paquete de software de código abierto para el modelado simbólico de robots; el cual se desarrolló en lenguaje de programación Python y cuyo código fuente está a disposición del público, a diferencia de su predecesor *Symoro*, el cual fue desarrollado usando *Wolfram Mathematica* y por lo tanto requiere de la licencia de *Mathematica* para el uso. Esta versión *OpenSource*, proporciona soporte para robots con articulaciones flexibles, base flotante y robots móviles con ruedas. Además de modelar robots en serie, estructura de árbol y de lazo-cerrado. Adicionalmente, cuenta con una herramienta de visualización para examinar la estructura del robot.

La figura 7 ilustra el espacio de trabajo estimado para el robot propuesto, entendiéndose como la región del espacio que contiene todos los puntos que pueden ser alcanzados por el efector final. Como ya se ha explicado anteriormente, en general, los manipuladores hápticos ofrecen un espacio de trabajo elíptico o elipsoidal, especialmente en el caso de los manipuladores de 6 DoF o más. Adicionalmente, el espacio de trabajo es inversamente a la transmisión de fuerza y rigidez relacionada con la manipulación. En este caso, el manipulador convierte el rango de movimiento de la muñeca de asimétrico y esférico a simétrico y cónico. Teniendo en cuenta que la herramienta una vez adaptada al simulador queda confinada al trocar y el movimiento restringido a la cavidad torácica (espacio operatorio). El algoritmo desarrollado en MATLAB para simular el espacio de trabajo de este manipulador háptico, utiliza la información del MGD para hacer un recorrido por todos los valores dados a las articulaciones q_1, q_2, q_3 y r_4 y generar los valores de las coordenadas en x, y y z que se ilustran en la figura. La articulación q_1 tiene un rango entre -90° a 90° . La articulación q_2 cuenta con un rango de desplazamiento entre -30° a 30° .

Figura 7 Espacio de trabajo estimado para la IH propuesta.



El rango de rotación sobre el eje de inserción de la articulación q_3 entre 0° a 360° , finalmente la articulación de traslación se desplaza entre 0.02 a 0.3 metros. Lo cual describe un espacio de trabajo cónico, comparable el espacio de trabajo descrito por la interfaz háptica *Immersion 2000* la cual se revisó al inicio de este capítulo.

3.3.2 Modelo geométrico inverso (MGI). El modelo geométrico directo de un robot proporciona la ubicación del efector final en términos de las coordenadas conjuntas como ya se ha visto. El problema de calcular las variables de la articulación correspondiente a una ubicación especificada del efector final corresponde al problema geométrico inverso, en general tiene una solución múltiple y su complejidad depende de la geometría del robot. En [66], se presentan tres métodos para obtener el MGI de robots en serie: el *método de Pieper*, el cual proporciona la solución para el MGI para el MGI de robots de 6 DoF. El *método de Raghavan-Roth*, que da el MGI para robots de 6 DoF con geometría general (arbitraria). Y el *método de Paul*, que puede ser utilizado para obtener una solución explícita para robots con geometría relativamente simple que tienen muchas distancias cero y ejes de articulación paralelos o perpendiculares como el de la IH propuesta, razón por la cual se eligió para abordar este problema.

El Modelo Geométrico Inverso (MGI) calcula los valores para θ_j y r_j relacionadas con las articulaciones, dependiendo de la ubicación y orientación del efector final en el espacio cartesiano (x, y, z) . Es decir, este modelo calcula lo contrario al MGD.

Los robots con menos de seis grados de libertad no son capaces de colocar el marco del efector final en una ubicación y/o en una orientación arbitraria, por lo que en este caso dicha orientación queda fija. En cada caso lo que se pretende es, o bien despejar completamente la variable, o bien obtener una ecuación a partir de la cual sea posible el despeje.

Para robots con geometría simple como el propuesto, donde la mayoría de las distancias (r_j y d_j) son cero y la mayoría de los ángulos (θ_j y α_j) son cero ó $\pm\pi/2$, el MGI se obtiene por el método de Paul [66]:

$${}^1T_0 * U_0 = U_1 = {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4 = {}^1T_4 \quad (3.24)$$

Se obtiene entonces:

$${}^1T_4 = \begin{bmatrix} C\theta_2 C\theta_3 & -C\theta_2 S\theta_3 & S\theta_2 & S\theta_2(R_3 + r_4) \\ S\theta_3 & C\theta_3 & 0 & 0 \\ -C\theta_3 S\theta_2 & S\theta_2 S\theta_3 & C\theta_2 & C\theta_2(R_3 + r_4) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

Y se compara con U_1 la cual es:

$$U_1 = \begin{bmatrix} s_x C\theta_1 + s_y S\theta_1 & n_x C\theta_1 + n_y S\theta_1 & a_x C\theta_1 + a_y S\theta_1 & p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1 \\ s_y C\theta_1 - s_x S\theta_1 & n_y C\theta_1 - n_x S\theta_1 & a_y C\theta_1 - a_x S\theta_1 & p_y C\theta_1 - p_x S\theta_1 \\ s_z & n_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.26)$$

Así encontramos que:

$$p_y C\theta_1 - p_x S\theta_1 = 0 \quad (3.27)$$

Por lo tanto:

$$p_y C\theta_1 = p_x S\theta_1 \quad (3.28)$$

$$\frac{S1}{C1} = \frac{P_y}{P_x} \quad (3.29)$$

$$\theta_1 = \text{atan}(P_y, P_x) \quad (3.30)$$

$$\theta'_1 = \theta_1 + 180^\circ \quad (3.31)$$

Se halla U_2 y se repite para hallar θ_2 :

$$U_2 = {}^2T_1 U_1 = {}^2T_3 {}^3T_4 \quad (3.32)$$

Dónde:

$${}^2T_4 = \begin{bmatrix} C\theta_3 & -S\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & -R_3 - r_4 \\ S\theta_3 & C\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

Y se compara con U_2 la cual es:

$$U_2 = \begin{bmatrix} C\theta_2 * (s_x C\theta_1 + s_y S\theta_1) - s_z S\theta_2 & C\theta_2(n_x C\theta_1 + n_y S\theta_1) - n_z S\theta_2 & C\theta_2(a_x C\theta_1 + a_y S\theta_1) - a_z S\theta_2 & C\theta_2(p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1) - p_z S\theta_2 \\ -S\theta_2 * (s_x C\theta_1 + s_y S\theta_1) - s_x C\theta_2 & -S\theta_2 * (n_x C\theta_1 + n_y S\theta_1) - n_x C\theta_2 & -a_z C\theta_2 - S\theta_2 * (a_x C\theta_1 + a_y S\theta_1) & -S\theta_2 * (p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1) - p_x C\theta_2 \\ S_y C\theta_1 - s_x S\theta_1 & n_y C\theta_1 - n_x S\theta_1 & a_y C\theta_1 - a_x S\theta_1 & p_y C\theta_1 - p_x S\theta_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

Así encontramos que:

$$C\theta_2(p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1) - p_z S\theta_2 = 0 \quad (3.35)$$

O lo que es lo mismo:

$$C\theta_2(p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1) = p_z S\theta_2 \quad (3.36)$$

Por lo tanto,

$$\frac{p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1}{p_z} = \frac{S\theta_2}{C\theta_2} = \tan \theta_2 \quad (3.37)$$

Se puede calcular θ_2 y r_4 considerando estas dos ecuaciones. Para esto se elevan al cuadrado y se suman con el fin de eliminar el ángulo θ_2 y tener una ecuación solo en función de r_4 . Y se procede como sigue.

Se eleva al cuadrado cada ecuación y se suman, con lo cual se cancela θ_2 . La ecuación resultante es:

$$r_4^2 = P_z^2 + (P_x C_1 + P_y S_1)^2 \quad (3.38)$$

$$\text{Entonces: } r_4 = \sqrt{P_z^2 + (P_x C_1 + P_y S_1)^2} \quad (3.39)$$

Se halla U_3 y se repite para hallar θ_3 :

$$U_3 = {}^3 T_2 U_2 = {}^3 T_4 \quad (3.40)$$

Dónde:

$${}^3 T_4 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & r_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

Y se compara con U_3 la cual es:

$$U_3 = [S\theta_3(s_y C\theta_1 - s_x S\theta_1) - C\theta_3 * (s_z S\theta_2 - C\theta_2 * (s_x C\theta_1 + s_y S\theta_1)), S\theta_3(n_y C\theta_1 - n_x S\theta_1) - C\theta_3 * (n_z S\theta_2 - C\theta_2 * (n_x C\theta_1 + n_y S\theta_1)), S\theta_3(a_y C\theta_1 - a_x S\theta_1) - C\theta_3 * (a_z S\theta_2 - C\theta_2 * (a_x C\theta_1 + a_y S\theta_1)), S\theta_3(p_y C\theta_1 - p_x S\theta_1) - C\theta_3 * (p_z S\theta_2 - C\theta_2 * (p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1))]$$

$$\begin{aligned}
& [S\theta_3 * (s_z S\theta_2 - C\theta_2 * (s_x C\theta_1 + s_y S\theta_1)) + C\theta_3 * (s_y C\theta_1 - s_x S\theta_1), \quad S\theta_3 * (n_z S\theta_2 \\
& \quad - C\theta_2 * (n_x C\theta_1 + n_y S\theta_1)) + C\theta_3 * (n_y C\theta_1 - n_x S\theta_1), \quad S\theta_3 * (a_z S\theta_2 \\
& \quad - C\theta_2 * (a_x C\theta_1 + a_y S\theta_1)) + C\theta_3 * (a_y C\theta_1 - a_x S\theta_1), \quad S\theta_3 * (p_z S\theta_2 \\
& \quad - C\theta_2 * (p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1)) + C\theta_3 * (p_y C\theta_1 - p_x S\theta_1), \quad] \\
& [S\theta_2 * (s_x C\theta_1 + s_y S\theta_1 + s_z C\theta_2), \quad S\theta_2 * (n_x C\theta_1 + n_y S\theta_1 + n_z C\theta_2), \\
& \quad a_z C\theta_2 + S\theta_2 * (a_x C\theta_1 + a_y S\theta_1), \\
& \quad S\theta_2 * (p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1 - R_3 + p_z C\theta_2) \quad] \\
& [0 \quad 0 \quad 0 \quad 1]
\end{aligned} \tag{3.42}$$

De donde se pueden despejar θ_3 así:

$$S\theta_3(p_y C\theta_1 - p_x S\theta_1) - C\theta_3 * (p_z S\theta_2 - C\theta_2 * (p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1)) = 0 \tag{3.43}$$

Es decir que:

$$S\theta_3(p_y C\theta_1 - p_x S\theta_1) = C\theta_3 * (p_z S\theta_2 - C\theta_2 * (p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1)) \tag{3.44}$$

Así pues,

$$\frac{\sin \theta_3}{\cos \theta_3} = \tan \theta_3 = \frac{(p_z S\theta_2 - C\theta_2 * (p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1))}{(p_y C\theta_1 - p_x S\theta_1)} \tag{3.45}$$

Luego

$$\theta_3 = \tan^{-1} \frac{(p_z S\theta_2 - C\theta_2 * (p_x C\theta_1 + p_y S\theta_1))}{(p_y C\theta_1 - p_x S\theta_1)} \tag{3.46}$$

Estas ecuaciones proveen las soluciones posibles al cálculo de las coordenadas articulares, que corresponden a una determinada ubicación cartesiana u una limitada orientación, esto significa que, para darle al robot la ubicación deseada, el modelo geométrico inverso calcula cuales son las posibles soluciones de las posiciones articulares con el fin de alcanzar dicha posición.

3.4 PRUEBA DE LOS MODELOS GEOMÉTRICOS

Tanto el modelo geométrico directo (MGD) como el inverso (MGI) son necesarios para conocer la ubicación del efector final o identificar cuales articulaciones mover para ubicarlo en un punto deseado. El MGD, responde al primer caso, donde a partir de la matriz de transformación 0T_4 se puede conocer en todo momento la posición y orientación del robot. En el segundo caso, el MGI permite saber cómo debe moverse cada articulación para posicionar el robot en un punto deseado a partir de

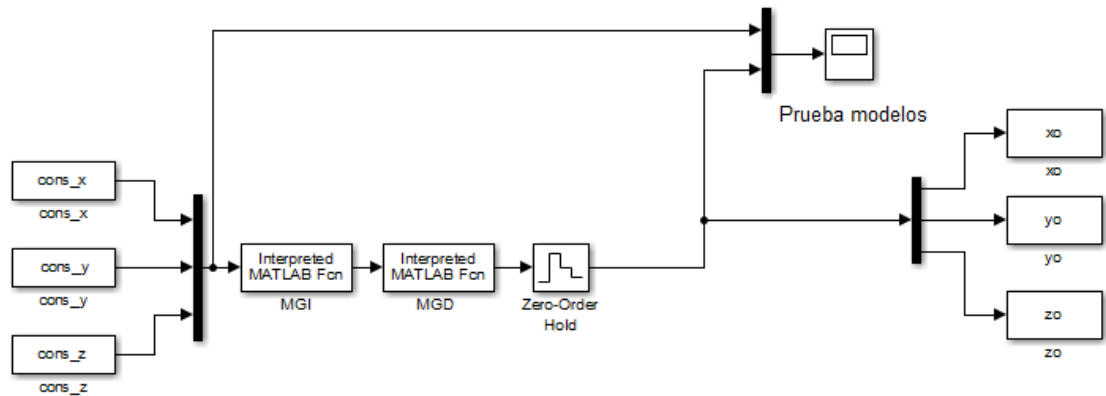
las ecuaciones que rigen a cada. Ambos modelos se complementan, aunque tiene sus diferencias como se muestra en la tabla 10.

Tabla 10 Prueba de los modelos geométricos

MODELO	VARIABLES CONOCIDAS	INCOGNITAS
MGD	θ_i, r_i	0T_n
MGI	0T_n	θ_i, r_i

La figura 8 muestra el esquema usado para demostrar la equivalencia de los modelos geométricos, para lo cual se usó *Simulink*, que es un entorno de programación visual, que funciona sobre el entorno de programación *Matlab*. En el esquema, se ingresan al MGI las consignas correspondientes a una trayectoria de prueba. Estas consignas, en general, corresponden a las referencias en posición, velocidad y aceleración en función del tiempo. Este modelo calcula los valores para θ_j y r_j relacionadas con las articulaciones, dependiendo de la ubicación del robot en el espacio cartesiano (x, y, z) . Las respuestas entregadas por el MGI, ingresan al MGD el cual calcula la posición y orientación del robot en el espacio cartesiano, conociendo los valores θ_j y r_j es decir, devuelve las consignas iniciales.

Figura 8 Esquema de prueba de los MGI y MGD usando Simulink



3.4.1 Trayectoria grado cinco. Con el propósito de realizar una prueba que demuestre la idoneidad de los modelos geométricos, se utilizó una trayectoria “suave” que proporcione el tiempo suficiente para que se complete el movimiento; ya que, el uso de una consigna típica como el “escalón” no es recomendable en robótica debido a que implica una respuesta infinitesimal para ir de la posición inicial a la posición final, sin considerar la inercia de las masas implicadas en el movimiento. Para este caso, la trayectoria de 5° grado no sobrecarga la mecánica del robot, pues asegura la continuidad de las aceleraciones. Para lo cual se impone dos condiciones suplementarias a la trayectoria: aceleración inicial y final nula.

La función de posición se describe por la siguiente ecuación:

$$q(t) = 10 \left(\frac{t}{t_f} \right)^3 - 15 \left(\frac{t}{t_f} \right)^4 + 6 \left(\frac{t}{t_f} \right)^5 \quad (3.47)$$

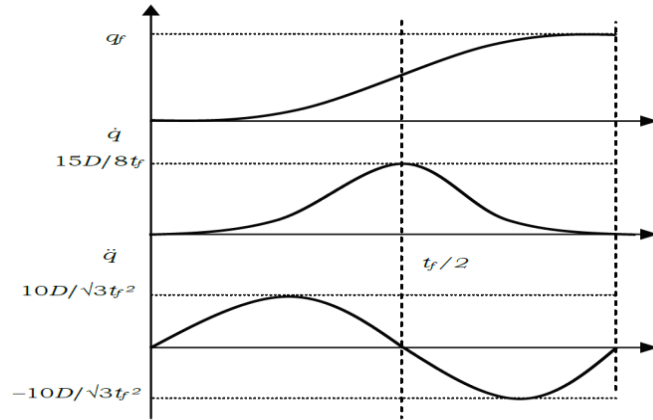
Las expresiones para las velocidades y aceleraciones máximas serán de la siguiente forma:

$$|\dot{q}_{jmax}| = \frac{15|D_j|}{8t_f}; \quad |\ddot{q}_{jmax}| = \frac{10|D_j|}{\sqrt{3}t_f^2} \quad (3.48)$$

Donde:

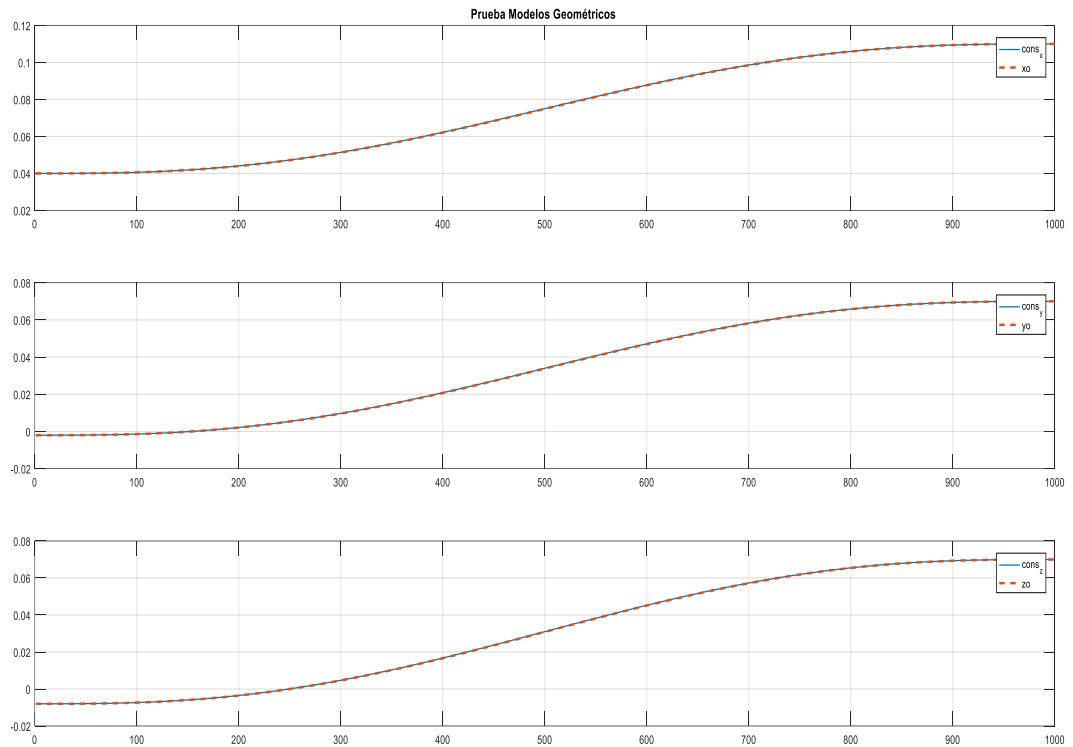
$$D = q_f - q_i \quad (3.49)$$

Así mismo q_i y q_f corresponden a la posición inicial y final respectivamente. En la figura 9 se muestra la evolución de los parámetros posición, velocidad y aceleración: *Figura 9 Trayectoria de quinto grado: posición, velocidad y aceleración* [66].



En la Figura 10 se muestra la respuesta de los modelos geométricos a una consigna como la anterior. Donde, se observa que cualquier punto en el espacio cartesiano (P_x, P_y, P_z) , de la trayectoria especificada, con una orientación libre, introducido al MGI se convierte en los valores correspondientes a las articulaciones del robot (q_1, q_2, q_3, r_4) , los cuales ya en el MGD se convierten de nuevo en coordenadas en el espacio cartesiano y por lo tanto se superponen (líneas punteadas y continuas de la figura 10)

Figura 10 Prueba de los modelos geométricos



3.5 MODELO DINÁMICO

Los modelos dinámicos, permiten la simulación y control del robot, vinculan los pares o fuerzas de los motores con las posiciones, velocidades y aceleraciones articulares, para obtenerlos es necesario identificar los parámetros inerciales de base, es decir, el conjunto mínimo de valores de inercias y masas que se deben considerar en el modelo dinámico del robot [66]. Los parámetros de base conllevan a la eliminación de parámetros que no afectan el modelo y agrupar otros que simplifiquen las ecuaciones del modelo final.

El programa *OpenSymoro* (*Open Source SYmbolic MOdelling of Robots*) [67] aporta la tabla de parámetros mínimos de IH propuesta, que se muestran en la tabla 11. La obtención del modelo dinámico directo, se inicia con la tabla de los parámetros de base del Robot mediante el método de Newton-Euler. (Ver anexo 1 archivos de *OpenSymoro*).

El modelo dinámico describe matemáticamente la relación de fuerzas que actúan sobre un cuerpo y la trayectoria del movimiento, incluyendo determinados parámetros numéricos propios de cada robot. Según [68] son once parámetros en total, divididos en:

- ✓ Seis tensores de inercia: XX_j , XY_j , XZ_j , YY_j , YZ_j , YZ_j .

- ✓ Tres primeros momentos de inercia: MX_j, MY_j, MZ_j .
- ✓ Masa del cuerpo respectivo: M_j .
- ✓ Inercia del accionador respectivo: I_{a_j} .

En [68] puede verse cómo, utilizando ciertas reducciones, muchos de los parámetros originales se anulan o reagrupan, simplificando el modelo y los cálculos.

Por lo que se recalcularán los tensores de inercia para las articulaciones q_1, q_2 y q_3 :

$$ZZR_1 = I_{a1} + ZZ_1 + YY_2 \quad (3.50)$$

$$XXR_2 = XX_2 - YY_2 + YYR_3 \quad (3.51)$$

$$YYR_3 = YY_3 + YY_4 \quad (3.52)$$

$$ZZR_2 = ZZ_2 + YYR_3 + I_{a2} \quad (3.53)$$

$$MYR_2 = MY_2 + MZ_3 \quad (3.54)$$

$$XXR_3 = XX_3 + XX_4 - YYR_3 \quad (3.55)$$

$$XYR_3 = XY_3 + XY_4 \quad (3.56)$$

$$XZR_3 = XZ_3 + XZ_4 \quad (3.57)$$

$$YZR_3 = YZ_3 + YZ_4 \quad (3.58)$$

$$ZZR_3 = ZZ_3 + ZZ_4 \quad (3.59)$$

$$MR_1 = M_1 + MR_2 \quad (3.60)$$

$$MR_2 = M_2 + M_3 \quad (3.61)$$

La tabla final de parámetros base queda así:

Tabla 11 Parámetros Dinámicos

j	XX	XY	XZ	YY	YZ	ZZ	M_x	M_y	M_z	M	I_a
1	0	0	0	0	0	ZZR_1	0	0	0	0	0
2	XXR_2	XY_2	XZ_2	0	YZ_2	ZZR_2	MX_2	MYR_2	0	0	0
3	XXR_3	XYR_3	XZR_3	0	YZR_3	ZZR_3	MX_3	MY_3	0	0	I_{a3}
4	0	0	0	0	0	0	MX_4	MY_4	MZ_4	M_4	I_{a4}

Adicionalmente *OpenSymoro*, entrega la identificación del robot (ver anexo) junto a las tablas 12 y 13 las cuales son necesarias para describir las ecuaciones de los modelos dinámicos (MDD – MDI) y el posterior cálculo de los mismos usando *MATLAB*. En la tabla 12 se encuentran parámetro como: velocidad (QP), aceleración (QDP) y par (GAM) y en la tabla 13 se encuentra el parámetro de la fuerza de gravedad (G_z).

Tabla 12 Parámetros Fuerzas externas y articulaciones (Ver anexo)

j	FX	FY	FZ	CX	CY	CZ	FS	FV	QP	QDP	GAM	eta	k
1	0	0	0	0	0	0	FS_1	FV_1	QP_1	QDP_1	GAM_1	0	0
2	0	0	0	0	0	0	FS_2	FV_2	QP_2	QDP_2	GAM_2	0	0
3	0	0	0	0	0	0	FS_3	FV_3	QP_3	QDP_3	GAM_3	0	0
4	FX_4	FY_4	FZ_4	CX_4	CY_4	CZ_4	FS_4	FV_4	QP_4	QDP_4	GAM_4	0	0

Tabla 13 Parámetros base de velocidades (Ver anexo)

Ejes	W_0	WP_0	V_0	VP_0	G
X	0	0	0	0	0
Y	0	0	0	0	0
Z	0	0	0	0	G_z

Teniendo en cuenta que en general las leyes de control se apoyan en el modelo dinámico, es necesario conocer el modelo matemático de la planta. Incluso, si se utilizara un control PID, la simulación del robot en un entorno de trabajo como Matlab/Simulink® se requieren los parámetros dinámicos del robot.

Usando las tablas anteriores y con la ayuda del software *MATLAB* se calcula el Modelo Dinámico Inverso (MDI), a partir del cual se pueden determinar los pares mecánicos [66]:

$$\Gamma = A(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) \dot{q} + Q(q) + F_v\dot{q} + F_s\dot{q} \quad (3.62)$$

Dónde:

Γ : pares aplicados a los motores.

$A(q)$: matriz de inercias, simétrica y definida positiva.

$C(q, \dot{q}) \dot{q}$: matriz que incluye las fuerzas de *Coriolis* y centrífugas.

$Q(q)$: Vector de fuerzas gravitacionales.

Las posiciones articulares son q , las velocidades \dot{q} y las aceleraciones \ddot{q} .

Los elementos A , C y Q de la ecuación 3.62 son funciones de los parámetros geométricos e inerciales del robot, como ya se mencionó, para ello, deben aportarse los valores numéricos de los once parámetros dinámicos de cada articulación del robot. Para obtener una aproximación razonable se extrajeron de SolidWorks® toda vez que se identificaron los cuerpos que hacen parte de la interfaz, estos valores numéricos aparecen en la tabla 14.

Tabla 14 Tabla parámetros dinámicos numéricos

j	XX	XY	XZ	YY	YZ	ZZ	M_x	M_y	M_z	M	I_a
1	0	0	0	0	0	0.0172	0	0	0	0	0
2	0.0054	-0.0031	-0.0024	0	-0.0039	0.0093	0.0167	0.0339	0	0	.045
3	0.0023	-0.0018	-0.0012	0	-0.0014	0.0042	0.0060	0.0102	0	0	.045
4	0	0	0	0	0	0	0.0028	0.0058	.0037	.02733	.045

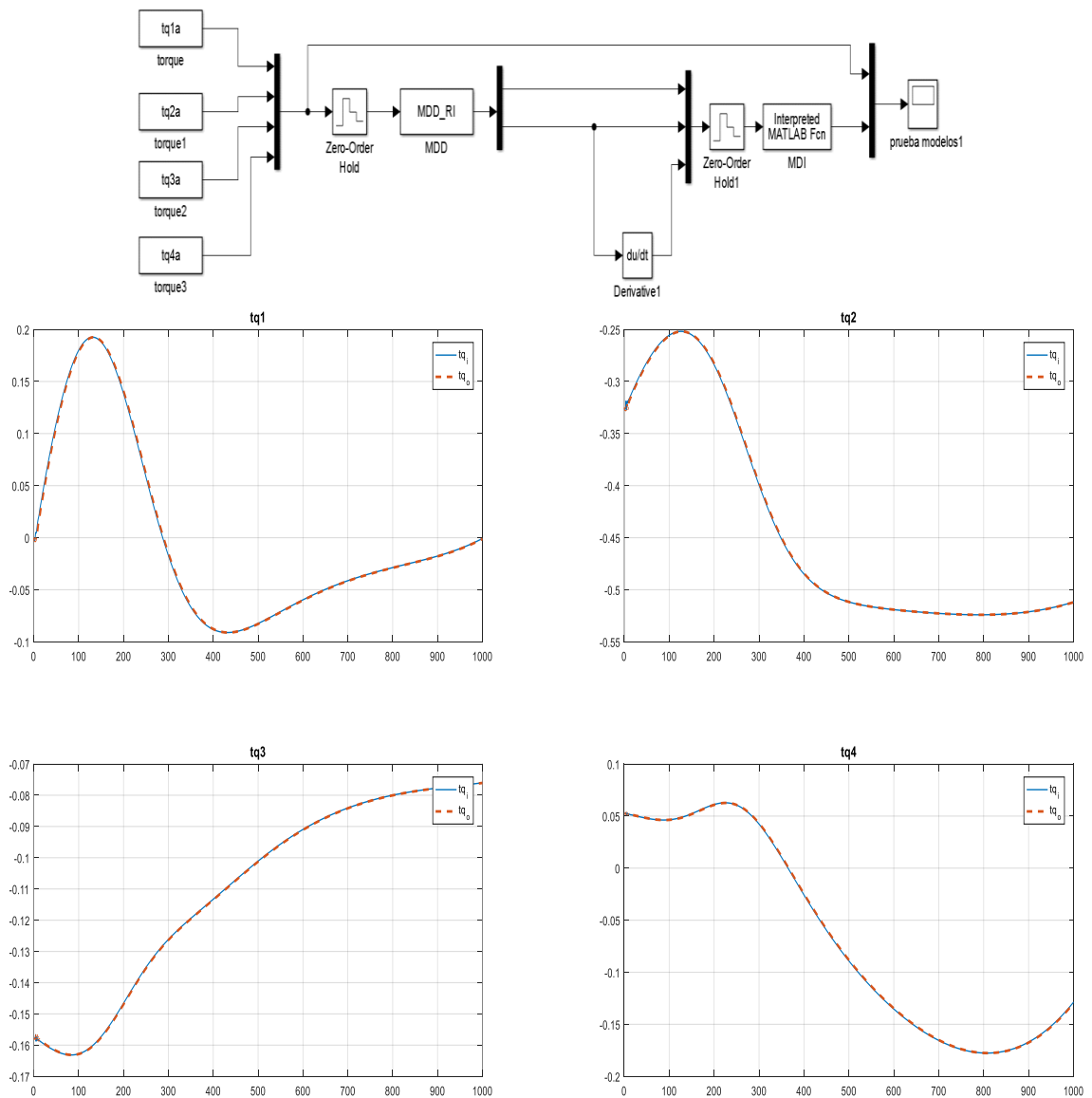
Las unidades de los elementos del tensor de inercia son $kg \cdot m^2$, para el primer momento de inercia son $kg \cdot m$, para la inercia del accionador son $kg \cdot m^2$ y para la masa es kg . El cálculo de los anteriores parámetros, teniendo en cuenta las

consideraciones geométricas y de un sistema CAD como SolidWork® se explican en la sección 3.7.

3.6 PRUEBA DE LOS MODELOS DINÁMICOS

Teniendo en cuenta que en general las leyes de control se apoyan en estos modelos dinámicos, es necesario conocer el modelo matemático de la planta. Para demostrar que efectivamente estos modelos cumplen con su función, igual que en el caso de los modelos geométricos se implementó una prueba en *Simulink* de Matlab® (ver figura 11).

Figura 11 Pruebas modelos dinámicos



En el esquema de la figura 11 se ingresan al MDD las señales de torque obtenidas de una trayectoria de prueba (líneas continuas). Estas señales de par o fuerza en los motores, generan, las referencias en posición, velocidad y aceleración en función del tiempo. Dichas señales, son usadas por el MDI, para generar las señales de par o torque (líneas punteadas) que se pueden comparar con las señales de par o torque iniciales.

3.7 CÁLCULO DE LOS PARÁMETROS DINÁMICOS DEL ROBOT

Según [66] hay tres métodos principales para estimar los parámetros de inercia de un robot:

- i. Experimentación física: si existiera un prototipo del robot podría desmontarse para aislar cada enlace, se podrían obtener los parámetros mediante la experimentación a fin de:
 - ✓ Pesar la masa directamente.
 - ✓ Estimar las coordenadas del centro de masa determinando los puntos contrabalanceados del enlace.
 - ✓ Los tensores de inercia podrían obtenerse mediante movimientos pendulares.
- ii. Uso de modelos CAD: los paquetes CAD proporcionan herramientas para calcular los parámetros de inercia de los modelos 3D. Este método, aunque puede ser propenso a errores, ya que definir con exactitud la geometría de los enlaces es complicado, pues ciertas partes tales como cojinetes, pernos, tuercas y arandelas son generalmente descuidadas; es posible su utilización haciendo un diseño simple y prolijo, que tenga en cuenta los detalles mencionados anteriormente.
- iii. Identificación: este enfoque se basa en el análisis del comportamiento de "entrada / salida" del robot en un movimiento planificado y en la estimación de los valores de los parámetros minimizando la diferencia entre una función de las variables reales del robot y su modelo matemático. Este método se utiliza ampliamente pues entrega valores más precisos.

No obstante, se eligió el método *ii* ya que con ayuda de los softwares SolidWork® y OpenSymoro se puede lograr un cálculo aproximado de los parámetros de base aceptable para fines de simulación.

Para obtener las dimensiones geométricas y los valores aproximados de los parámetros de base de la interfaz háptica propuesta se tienen en cuenta los siguientes aspectos:

- ✓ La pared abdominal sube entre 0.15 y 0.2 m debido al gas de CO₂ que se inyecta al paciente [48].
- ✓ El tipo de material utilizado para la fabricación, teniendo en cuenta que se ha diseñado para adaptarse a un simulador y no para entrar en contacto con pacientes se eligió el aluminio que le proporciona un peso ligero y una solución rígida para adquirir señales de fuerza y torsión.
- ✓ Utilizar motores especiales para robots quirúrgicos, dado que, a pesar de su escaso tamaño y peso, ofrecen el par mecánico, la confiabilidad, baja fricción interna, la compatibilidad electromagnética y la posibilidad de control de posición [51], [60]. La fuerza generada por dichos motores deberá tener en cuenta las consideraciones de fuerza aparente expuestas en la sección 1.3.2
- ✓ Transparencia, la interfaz no debe ejercerse ninguna fuerza sobre el operador mientras no exista interacción física con el entorno virtual, debe tenerse en cuenta para la simulación.
- ✓ Ancho de banda de estímulos de control: Es una característica importante para lograr la sincronización con las aplicaciones gráficas de realidad virtual la cuales refrescan su contenido de 20 a 30 veces por segundo, frecuencia de percepción aproximada a la aplicación de estímulos táctiles.
- ✓ Espacio de trabajo, dadas las características de la cirugía laparoscópica, este se reduce a la cavidad abdominal, teniendo en consideración que la herramienta se introduce a través del trocar este se reduce aún más a fin de evitar lesiones.
- ✓ Grados de libertad como en este caso, la interfaz háptica se adaptará eventualmente a un simulador virtual, cuenta con cuatro grados de libertad activos para su ubicación en el entorno virtual de trabajo.
- ✓ Rango de movimiento depende directamente de la tarea quirúrgica seleccionada.

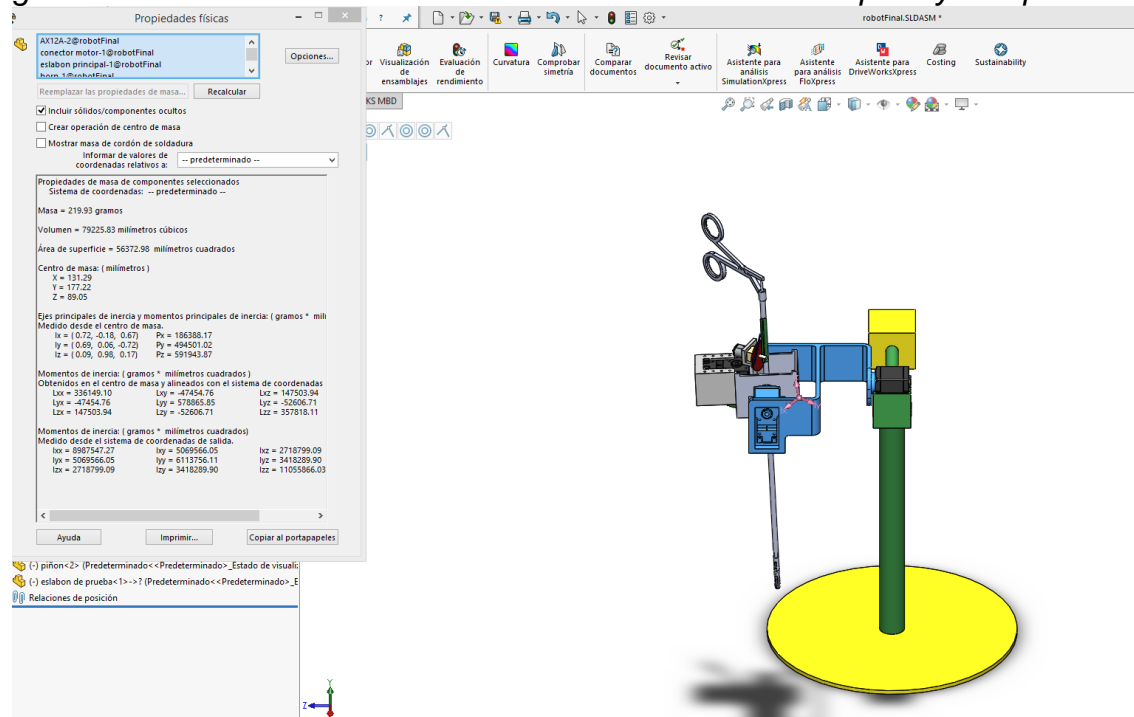
Adicionalmente, se deben considerar la resolución de posición, es decir, el mínimo desplazamiento percibido por el sistema; y la rigidez, entendida como la capacidad del dispositivo para oponerse al movimiento del operador la cual depende del pico

de fuerza/par, del comportamiento dinámico del robot y el período de muestreo del ordenador de control como se mencionó en la sección 1.3.2.

Los parámetros inerciales mostrados en la tabla 12 se calcularon construyendo los cuerpos del robot en el software CAD SolidWorks®, usando aluminio con 2712 kg/m³ de densidad. La base tiene una altura de 344mm y un espacio interno donde se ubicarán algunos motores y sistemas electrónicos. El cuerpo de movimiento traslacional para r_4 , tiene 300 mm de longitud y 5 mm de diámetro, el efector final (*para uso demostrativo*) tiene una longitud de 33 mm y el eslabón de traslación tiene una longitud de 30 mm estas piezas se pueden observar en las Figuras 12 en adelante.

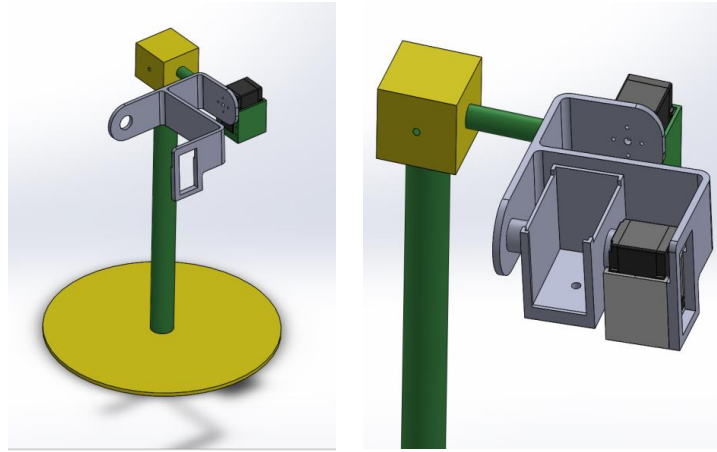
3.7.1 CUERPO 1 En la figura 12 se observan en color azul las partes relacionadas con el cuerpo 1 de la IH propuesta, es decir, todo lo que se encuentra entre el motor de la articulación q_1 y el motor de la articulación q_2 . Esta imagen muestra el cálculo de las propiedades físicas del prototipo: masa, centro de masa, ejes de inercia y momentos principales de inercia, entre otras.

Figura 12 Diseño en SolidWorks® de la base de la interfaz háptica y cuerpo 1.



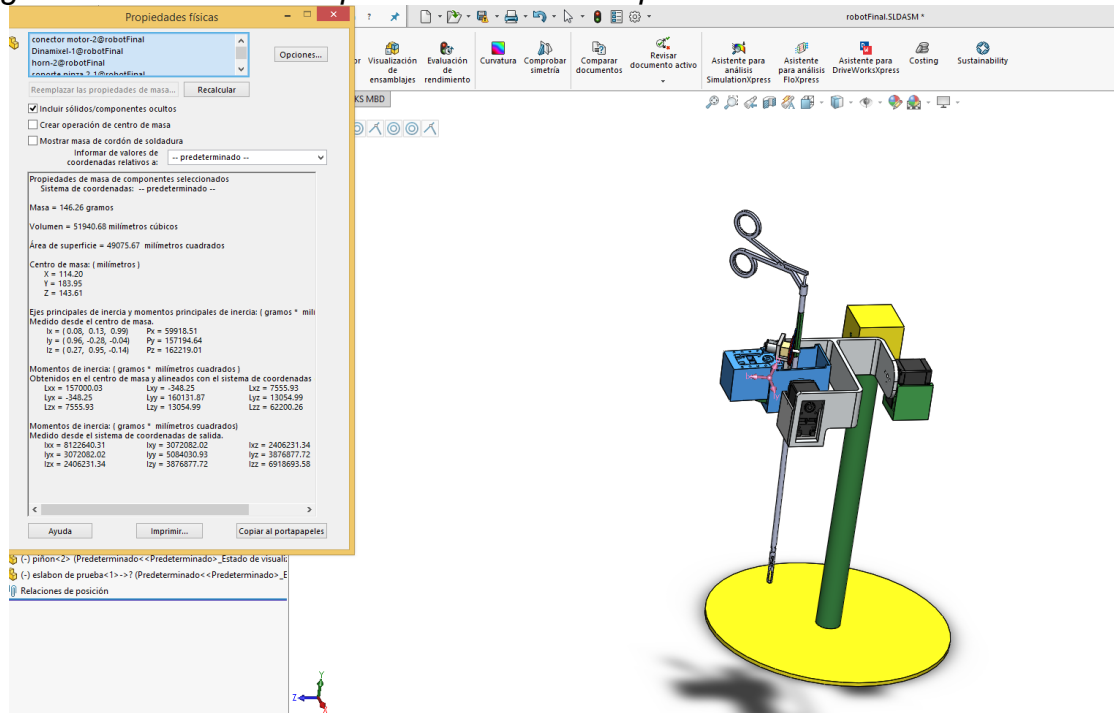
Los siguientes cuerpos correspondientes a los movimientos de las articulaciones q_1 y q_2 , se presentan en la Figura 13. La primera (izquierda) ejecuta el movimiento de derecha a izquierda, es decir sobre el eje z. La segunda (derecha) el movimiento de arriba hacia abajo, sobre el eje x.

Figura 13 Base de la interfaz háptica y cuerpo 1.



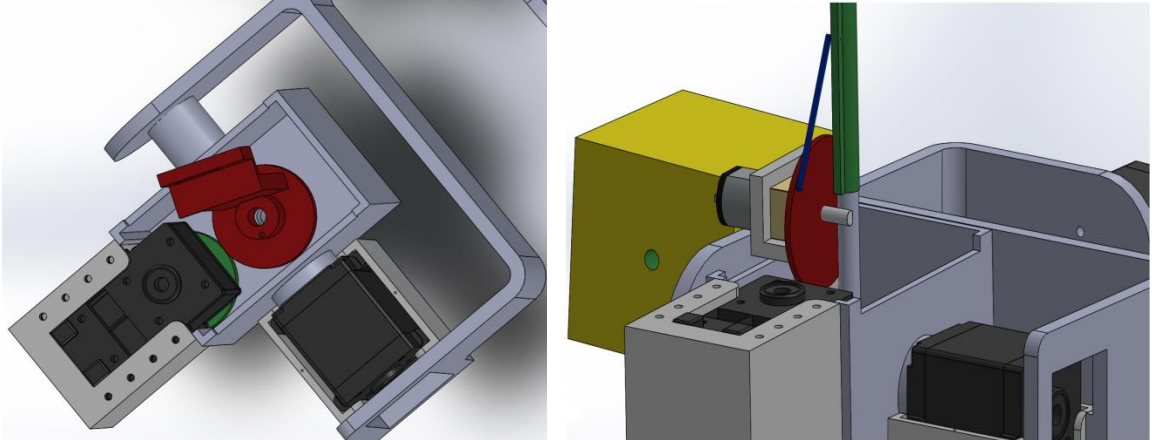
3.7.2 CUERPO 2 En la figura 14 se observan en color azul las partes relacionadas con el cuerpo 2 de la IH propuesta, es decir, todo lo que se encuentra entre el motor de la articulación q_2 y el motor de la articulación q_3 . La imagen también muestra el resumen de las propiedades físicas del prototipo.

Figura 14 Diseño del cuerpo 2 de la interfaz háptica.



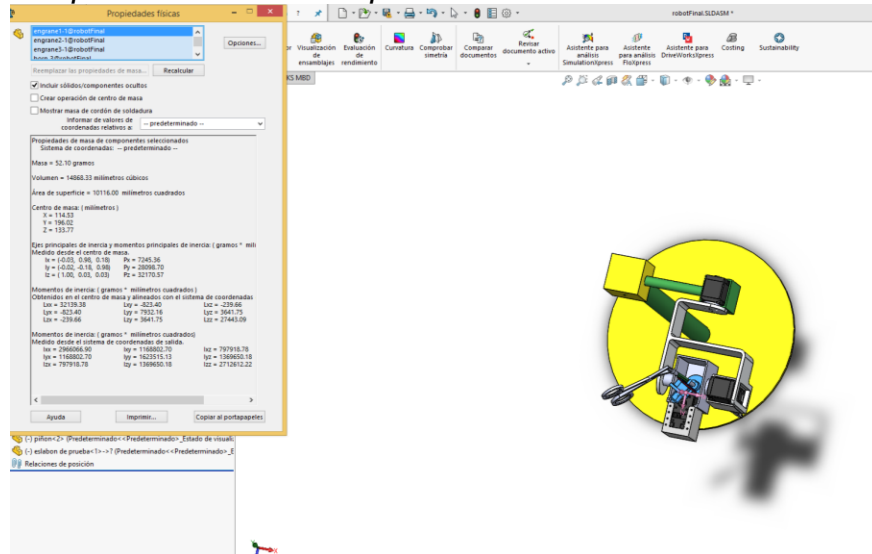
La figura 15 muestra las articulaciones q_3 y r_4 correspondientes a la rotación y desplazamiento con respecto al eje y , la articulación r_4 consta de un eslabón y biela que permite el movimiento de inserción de la herramienta de laparoscopia.

Figura 15 Cuerpo 2 de la interfaz háptica ($q_2 - q_3$).



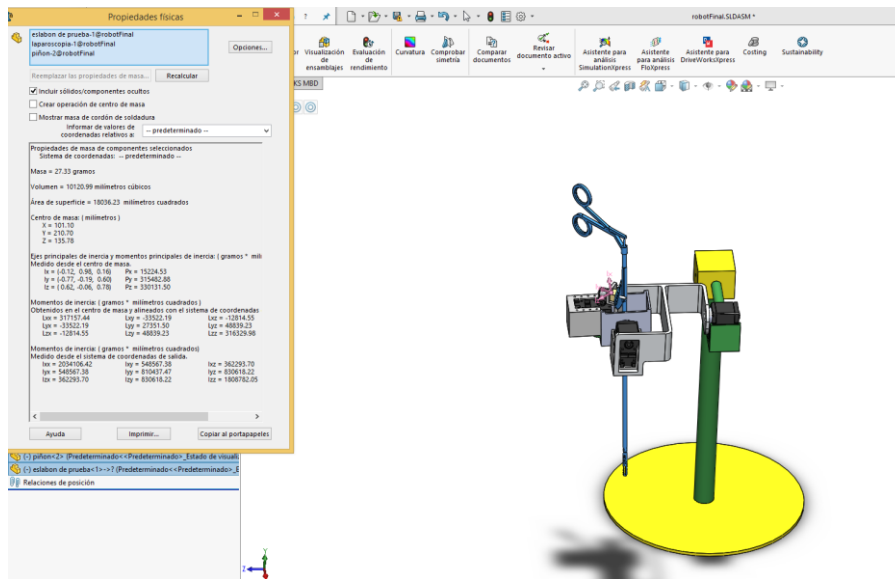
3.7.3 CUERPO 3 En la figura 16 se observan en color azul las partes relacionadas con el cuerpo 3 de la IH propuesta, es decir. Todo lo que se encuentra entre el motor de la articulación q_3 y el motor de la articulación r_4 . La imagen también muestra el resumen de las propiedades físicas del prototipo.

Figura 16 Cuerpo 3 de la interfaz háptica.



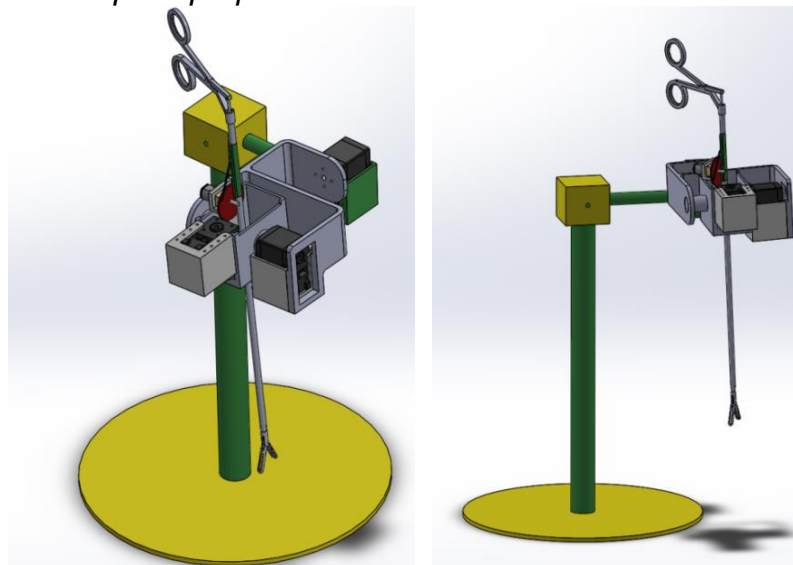
3.7.4 CUERPO 4 En la figura 17 se observan en color azul las partes relacionadas con el cuerpo 4 de la IH propuesta, es decir. Todo lo que se encuentra entre el motor de la articulación r_4 (inserción) incluyendo la pinza (en forma de tijera). La imagen también muestra el resumen de las propiedades físicas del prototipo.

Figura 17 Cuerpo 4 de la interfaz háptica propuesta.



El diseño del cuarto grado de libertad, corresponde al desplazamiento de la pinza, está conformado por un motor DC, la pinza usa un mecanismo de biela- manivela; el cual transforma un movimiento rotacional a un movimiento lineal de la pinza en el eje Z; esto se logra gracias a la conexión mecánica fija del rotor del motor con el eje de la manivela y este a su vez está conectado mecánicamente por una unión rotacional con el extremo de la biela. El otro extremo de la biela se conecta por medio de una unión rotacional a la pinza. Esta configuración mecánica logra que la pinza se desplace hacia arriba o hacia abajo en el eje vertical al activar el movimiento rotacional del motor (figura 18).

Figura 18 Interfaz háptica propuesta.



***CAPÍTULO 4- CONTROL DE LA INTERFAZ HÁPTICA PARA EL
SEGUIMIENTO DE UNA COLECISTECTOMÍA***

4. CONTROL DE INTERFAZ HÁPTICA PROPUESTA PARA EL SEGUIMIENTO DE UNA COLECISTECTOMÍA

Obtenido el modelo matemático de la interfaz háptica y los valores de los parámetros para la misma, es necesario comprobar si ésta puede trazar las trayectorias propias de un procedimiento quirúrgico como la colecistectomía laparoscópica, para ello, se ha incluido en la dinámica de la interfaz háptica un controlador por par calculado como el propuesto por [5], [69] y [70]. En este capítulo se explicará la naturaleza de las consignas utilizadas, la estrategia de control y las simulaciones del sistema durante el desarrollo de los movimientos propios de la colecistectomía, así como de la prueba de realimentación de fuerzas.

4.1 CONSIGNAS DE MOVIMIENTO

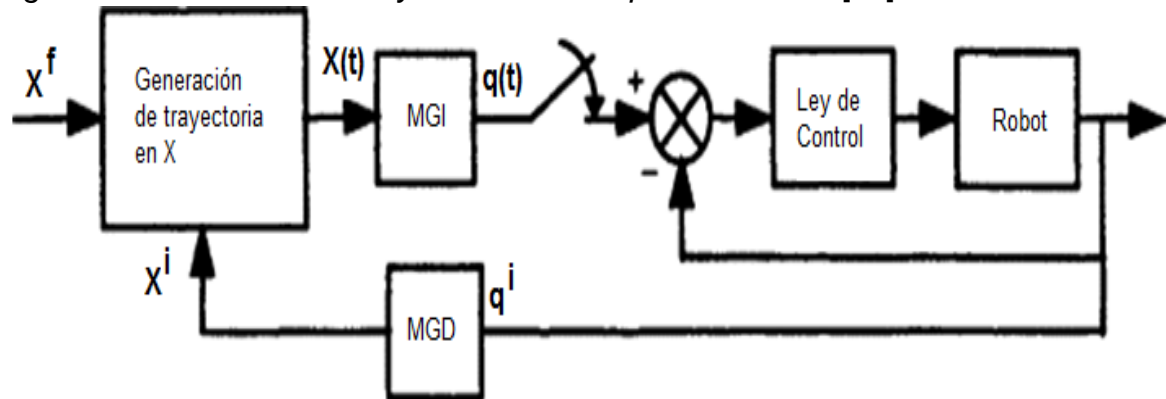
Las consignas de movimiento para que un manipulador realice una tarea se describe mediante una ruta definida sobre la cual el robot debe moverse. Dicha ruta está compuesta por un conjunto de puntos ya sea en el espacio de la tarea o en el espacio articular; es decir, se define en coordenadas del efector final o en coordenadas articulares. El problema a resolver en la generación de las trayectorias está en calcular para el sistema de control, la referencia de la articulación deseada o las variables del efector final como funciones del tiempo, de manera que el robot rastree la trayectoria deseada. Por lo tanto, una trayectoria relaciona no sólo la ruta sino el registro de tiempo a lo largo de la misma [66].

Según los mismos autores, las trayectorias de un robot se pueden clasificar de la siguiente manera: trayectoria entre dos puntos con camino libre entre ellos; trayectoria entre dos puntos a través de una secuencia de puntos intermedios deseados, también llamados puntos de vía, con caminos libres entre puntos de vía; trayectoria entre dos puntos con ruta restringida entre los puntos (segmento de línea recta, por ejemplo); trayectoria entre dos puntos a través de puntos intermedios con rutas restringidas entre los puntos de vía.

En las dos primeras clases, la trayectoria generalmente se genera en el espacio articular. En las dos últimas clases, es mejor generar la trayectoria en el espacio de la tarea. La generación de trayectoria en el espacio articular presenta varias ventajas como lo establecen los autores, no obstante, el inconveniente es que la ruta del efector final correspondiente al espacio de la tarea no es predecible, lo que aumenta el riesgo de colisiones indeseables cuando el robot trabaja en un entorno desordenado. En conclusión, el esquema espacial articular es apropiado para lograr movimientos rápidos en un espacio libre, pero no es el caso de esta aplicación, pues el espacio de trabajo está restringido por el trocar y se deben evitar las colisiones pues al tratarse de un simulador quirúrgico el entorno de aplicación éstas estarían relacionadas con la afectación de órganos aledaños al campo operatorio del

procedimiento. Por otra parte, la generación de trayectoria en el espacio de tareas permite la predicción de la geometría de la ruta, a pesar de sus desventajas como señalan [66], ver figura 19.

Figura 19 Generación de trayectoria en el espacio de tarea [66].



Por lo tanto, el esquema de generación de trayectoria depende de la aplicación en cuestión. Considerando lo anterior, el problema de la generación de trayectoria para este manipulador se afrontó desde el espacio de tarea. Teniendo en cuenta como ya se dijo que el prototipo se usará en la simulación de cirugía laparoscópica y concretamente en la colecistectomía. Las trayectorias cartesianas utilizadas para demostrar la viabilidad del diseño propuesto en el procedimiento mencionado, fueron empleadas en [78] y [70] y se obtuvieron mediante videos suministrados por una clínica especializada en cirugía laparoscópica. Dichas trayectorias rastrean la posición del instrumental durante el procedimiento y generan un vector de la posición de los mismos tomando como referencia la vesícula. Para ello, la imagen captada en video se enlazó con el software *Blender* para obtener la posición del instrumental en cada instante de tiempo, tomando como referencia central la vesícula. Lo cual es consistente con la generación de trayectorias en el espacio de la tarea.

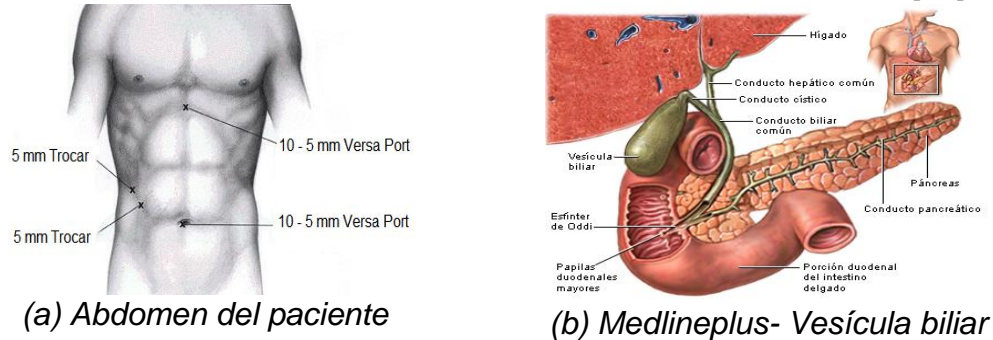
En general, el tiempo mínimo de desplazamiento se establece de tal manera que se puedan sincronizar las articulaciones para que lleguen al punto final simultáneamente. La descripción de la tarea define las trayectorias usadas para el proceso de simulación como se verá más adelante.

4.2 TRAYECTORIAS DE LA COLECISTECTOMÍA

Como ya se explicó en la sección 1.1.2 la colecistectomía laparoscópica es un procedimiento para extraer la vesícula biliar cuando está inflamada u obstruida por cálculos biliares, a través de pequeñas incisiones en el abdomen del paciente (figura 20a). La vesícula biliar, es un órgano similar a un saco de aproximadamente 10 cm de longitud por 3 o 5 cm de ancho ubicado debajo del hígado, y puede contener en su interior de 35 a 50 cc de líquido (figura 20b). Tiene como función almacenar la

bilis producida en el hígado y que no se necesita para la digestión. Esta bilis almacenada se vierte luego en el intestino delgado cuando hay alimentos.

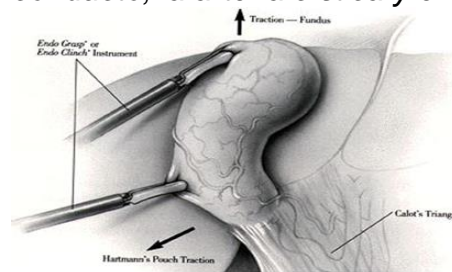
Figura 20 Puntos de inserción del instrumental en la colecistectomía [74]



4.2.1 Etapas Quirúrgicas. Según [71], generalmente la colecistectomía se divide en cinco pasos o etapas que se describen a continuación.

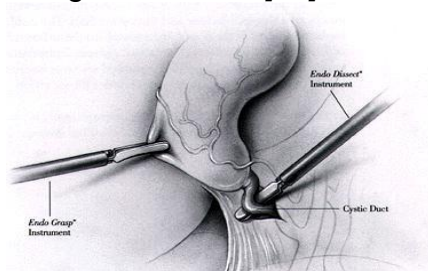
PASO 1 Aplicando tracción constante sobre la bolsa de Hartmann se hala hacia arriba, exponiendo el conducto y la arteria císticos, junto al conducto biliar común (Figura 21).

Figura 21 Exposición del conducto, la arteria cística y el conducto biliar [72]



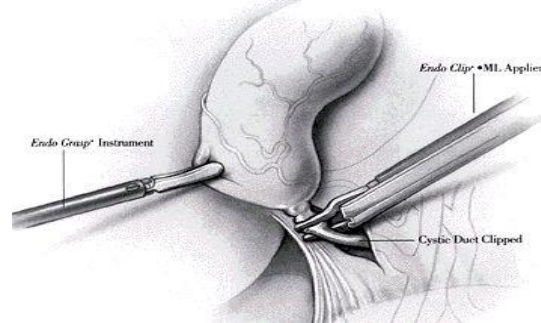
PASO 2: Expuesto el campo, la bolsa de Hartmann se agarra con el instrumento y se hala a un lado, presentando el triángulo de Calot (figura 22) hasta lograr identificar el conducto cístico en su unión con el fondo vesicular, lo cual es clave para evitar la lesión de la vía biliar al mismo tiempo que expone la arteria cística.

Figura 22 Exposición del Triángulo de Calot [72]



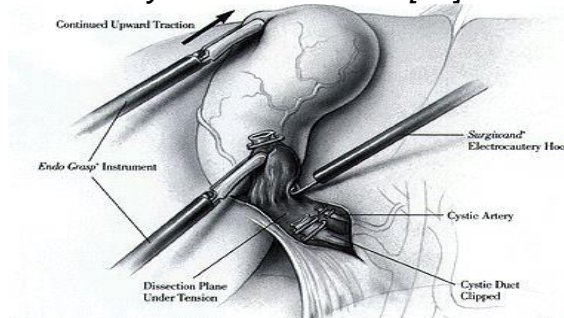
PASO 3: Colangiografía Intraoperatoria de Rutina Eventualmente se realiza una colangiografía intraoperatoria (CIO) a fin de hacer un acercamiento estrecho a la proyección del conducto cístico [72].

Figura 23 Colangiografía intraoperatoria



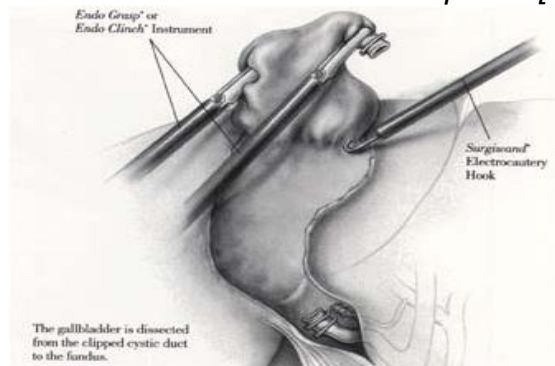
PASO 4: Se inserta una herramienta a través del trocar sub-xifoideo. El conducto y la arteria císticos se cierran tan cerca como sea posible a la vesícula biliar para cortarlo, ver figura 24.

Figura 24 Sección de la arteria y conducto cístico [72]



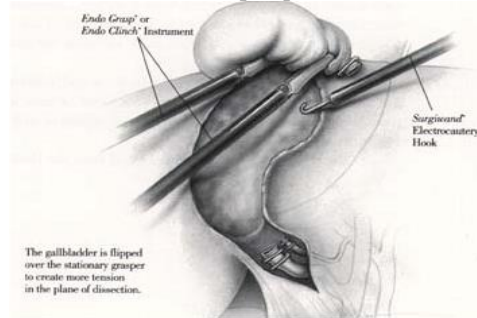
PASO 5: Sosteniendo la bolsa de Hartmann hacia arriba se inicia el corte. La vesícula biliar está contraída hacia arriba y la tensión se pone en el plano quirúrgico entre la vesícula y el lecho hepático (figura 25).

Figura 25 Disección de la vesícula biliar del lecho hepático [72].



PASO 6: La vesícula se agarra y se saca de la cavidad intra-abdominal a través del trocar sub-xifoideo. La cavidad intra-abdominal entonces se limpia con solución salina normal. Todos los cálculos que hayan caído en la cavidad intra-abdominal se deben extraer. Se desinfla el abdomen; se retiran los trocares, y las incisiones son cerradas.

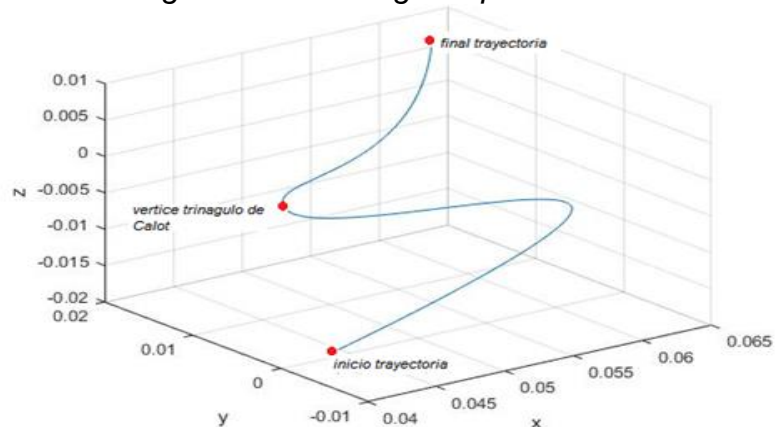
Figura 26 Extracción de la vesícula biliar [72]



4.3 TRAYECTORIAS CARTESIANAS PARA SIMULACIÓN

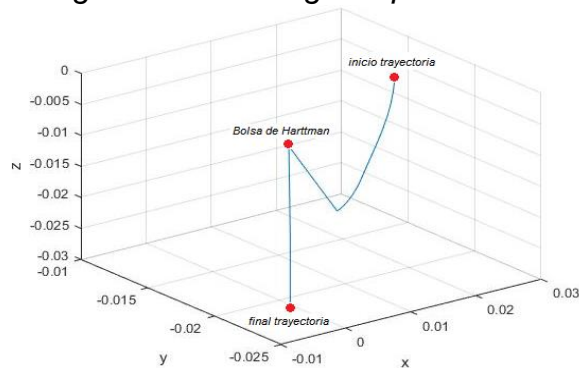
Como se observa en la figura 27 se requiere de dos instrumentos quirúrgicos, uno encargado del agarre de la vesícula y otro destinado al corte. Por lo que los movimientos de cada instrumento se convierten en dos trayectorias separadas las cuales se denominaron: Disección Triangulo de Calot I.1 y Disección Triangulo de Calot I.2 donde I.2 es el instrumento que sostiene la vesícula e I.1 el instrumento que realiza la disección. La trayectoria de este último, consta de 152 puntos, inicia en el punto con coordenadas (6; 1,4; 1), desplazándose al punto (4,32; 0,47; -0,062) en busca del conducto cístico. Luego, el instrumento se traslada hacia el punto superior del triángulo de Calot (6,092; -0,0487; -0,646) y siguiendo el recorrido hasta las coordenadas (4; -0,6; -1,5). La Figura 27 muestra la trayectoria.

Figura 27 Disección del Triángulo de Calot seguida por el instrumento I.1



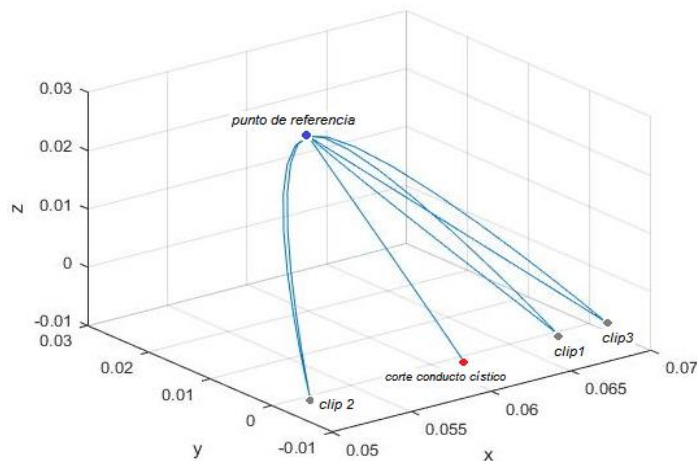
La trayectoria de I.2 tiene 341 puntos y desarrolla el movimiento de tracción de la vesícula, iniciando en (2,08; -1,85; -0,15), donde toma una porción de vesícula y la hala hasta el punto (1,19; -1,85; -2,017), después se ubica la bolsa de Hartman en el punto (2,193; -1; -2,017). A partir de allí se realiza la segunda y última tracción hasta el punto final con coordenadas (-0,65; -2,40; -0,250) como se muestra en la figura 28. Vale la pena aclarar que este movimiento puede repetirse varias veces durante la cirugía.

Figura 28 Disección del Triángulo de Calot seguida por el instrumento I.2



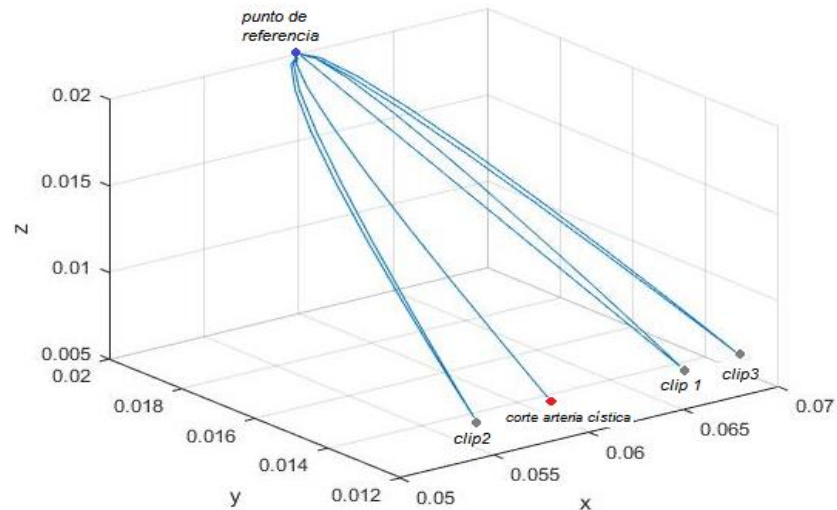
- ✓ **Sección del conducto cístico.** En este paso, I.2 repite el movimiento de la figura 28 pero I.1 realiza una trayectoria de 70 puntos presentada en la figura 29 y que inicia en el punto (6, 2, 2). En esta etapa se realiza el “clipado” del conducto cístico en diferentes puntos. El primer clip deberá ser ubicado en el conducto cístico en la posición (6,7; -0,25; -0,85), el instrumento se extrae y recarga alternadamente con el fin de ubicar el segundo y tercer clip en los puntos (5,15; -0,25; -0,85) y (7; -0,25; -0,85). Luego, para cortar el conducto en el punto (6,1, -0,25; -0,85).

Figura 29 Sección del conducto cístico



- ✓ **Sección de la arteria cística** Este procedimiento es similar al del corte del conducto cístico. La figura 30 muestra el punto de corte (en rojo) y los clips (en azul).

Figura 30 Sección de la Arteria Cística



- ✓ **Disección de la vesícula del lecho hepático** Se ingresa I.1 con un electrocauterio al punto (3.76, 1.53, 1.362) se realiza un movimiento de 480 puntos en zigzag para ubicarse en la posición (3.4, -0.6, -0.75), de esta forma se separa la vesícula del hígado, la trayectoria desarrollada se puede observar en la figura 29. Simultáneamente I.2 realiza la tracción de la figura 31.

Figura 31 Trayectoria del instrumento 1 para la disección de la vesícula del lecho hepático

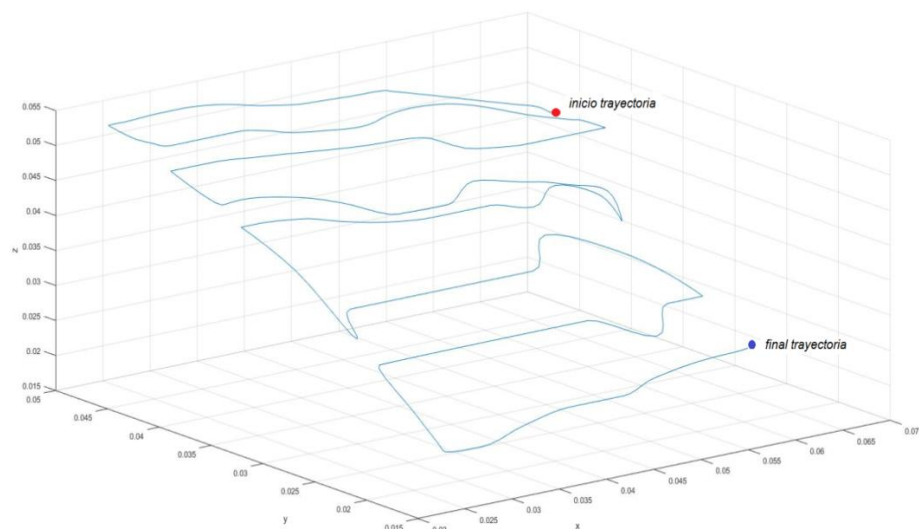


Tabla 15 Resumen trayectorias del procedimiento con número de muestras y tiempo de duración.

TRAYECTORIA	# MUESTRAS	t[s]
Sección conducto cístico	70	2.92
Sección arteria cística	79	3.05
Disección Triangulo de Calot I1	152	4.75
Disección Triangulo de Calot I2	341	8.95
Disección lecho hepático	481	11.91

4.4 ESTRATEGIA DE CONTROL IMPLEMENTADA

Definidas las trayectorias que se deben seguir con la interfaz háptica en el espacio de la tarea para la realización de una colecistectomía, se identifica el tipo de controlador que permita minimizar el error teniendo en cuenta el modelo dinámico del manipulador que representa a la interfaz háptica en la simulación.

A pesar de que existen muchos algoritmos de control de sistemas no lineales, como lo son los sistemas robóticos, la mayoría de ellos son de difícil implementación en tiempo real, debido a la ley de control, pues son complejos computacionalmente hablando. Teniendo en cuenta lo anterior, se implementó el Control por Par Calculado CTC, que es una técnica de linealización por retroalimentación de sistemas no lineales.

Para este caso, se optó por el control por par calculado (CTC), en el cual las no linealidades presentes en el modelo del robot se solucionan con la linealización por realimentación [73].

4.4.1 Estrategia de control.

Como se mostró en la sección 3.5 la forma del modelo general obedece a la ecuación (3.62), la cual se puede escribir también:

$$\Gamma = A(q)\ddot{q} + H(q, \dot{q}) \quad (4.1)$$

Donde el vector H agrupa los términos:

$$H = C(q, \dot{q})\dot{q} + Q(q) + F_v\dot{q} + F_c\dot{q} \quad (4.2)$$

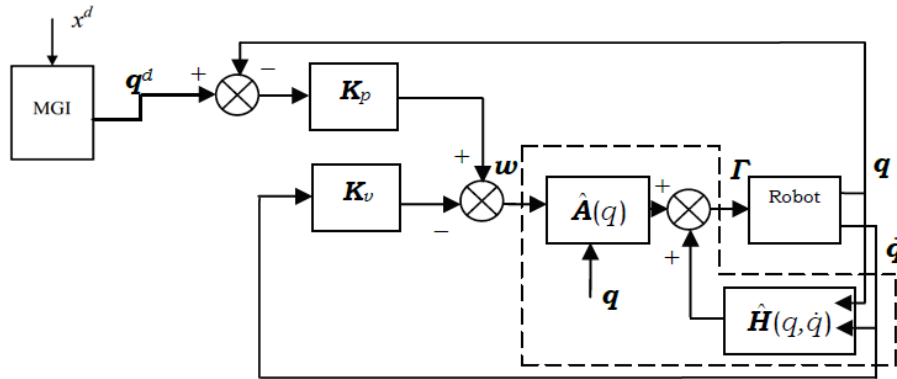
Donde Γ es el vector de pares de torsión; $A(q)$ es la matriz de inercia del robot; $C(q, \dot{q})$ es el vector de Coriolis y pares centrífugos; $Q(q)$ es el vector de pares de gravedad; F_v y F_c son los vectores de la fricción viscosa y de fricción de Coulomb respectivamente; los cuales son calculados por el modelo dinámico inverso – MDI

mediante el algoritmo Newton – Euler, en este caso se utilizó OpenSymoro para obtener dichas ecuaciones en lenguaje simbólico como se describe en [74] y se demuestra para este caso en el anexo I.

En general, el control dinámico o control por par calculado - CTC, posibilita las evoluciones rápidas en el robot y precisión, por lo que incorpora una ley de control que tiene en cuenta las fuerzas de interacción dinámica, y utiliza el modelo dinámico inverso para linealizar y desacoplar la dinámica del robot, asegurando teóricamente un comportamiento uniforme en cualquier configuración de manera que es posible aplicar una técnica de control lineal [68]. Esta estrategia de control, exige el cálculo del modelo dinámico y de los valores numéricos de los parámetros dinámicos del robot, lo cual se hizo en la sección 3.5.

En la Figura 32 el bloque del modelo geométrico inverso (MGI) convierte la consigna cartesiana deseada x^d en consigna articular deseada q^d .

Figura 32 Control por par calculado solo posición deseada [75]



El CTC está implementado a partir de un control PD (*Control lineal*) y el MDI Las matrices $A(q)$ y $H(q, \dot{q})$ son generadas por el software OpenSymoro como se explicó en la sección 3.5 (ver anexo).

En la ecuación (4.3), si \hat{A} y \hat{H} son estimaciones de A y H , adicionalmente se considera que las posiciones y velocidades articulares son medibles y no contienen ruido, se puede elegir expresar la variable de control como:

$$\Gamma = \hat{A}(q)\omega(t) + \hat{H}(q, \dot{q}) \quad (4.3)$$

Teniendo en cuenta que idealmente el modelo es bien conocido por lo que ($\hat{A} = A$; $\hat{H} = H$) se deduce que en el caso ideal de modelado perfecto y en ausencia de perturbaciones, el problema se reduce al control lineal de n integradores dobles desacoplados por lo que el sistema puede ser regido por:

$$\ddot{q} = \omega(t) \quad (4.4)$$

Donde $\omega(t)$ es el nuevo vector de control de entrada. Para definir $\omega(t)$, se determinó un esquema de control de seguimiento para una trayectoria completamente especificada.

Dependiendo del tipo de consigna puede variar el esquema de control CTC como lo indica [73]. El diseño del control consiste en calcular los pares motores para seguir una trayectoria deseada.

4.4.2 Selección de las ganancias (PD). Siguiendo la metodología descrita en [66] una forma de seleccionar la señal de control obedece al uso de una realimentación de la parte proporcional y derivativa - PD, cabe aclarar que no se tiene en cuenta la acción integral, pues agrega un integrador a la función que modela la respuesta del manipulador en lazo cerrado, es decir agrega un polo más cercano a la zona de inestabilidad.

En este caso el objetivo es alcanzar q^d la posición deseada, en ese caso $\omega(t)$ queda:

$$\omega(t) = K_p(q^d - q) - K_v\dot{q} \quad (4.5)$$

Si se reemplaza $\omega(t)$ por la aceleración articular se deduce la ecuación de lazo cerrado de la siguiente manera:

$$\ddot{q} + K_v\dot{q} + K_pq = K_pq^d \quad (4.6)$$

Dónde:

$\omega(t)$: Corresponde al nuevo vector de control, esencial en el diseño del CTC.

q^d : Las posiciones articulares.

\dot{q} : Las velocidades articulares.

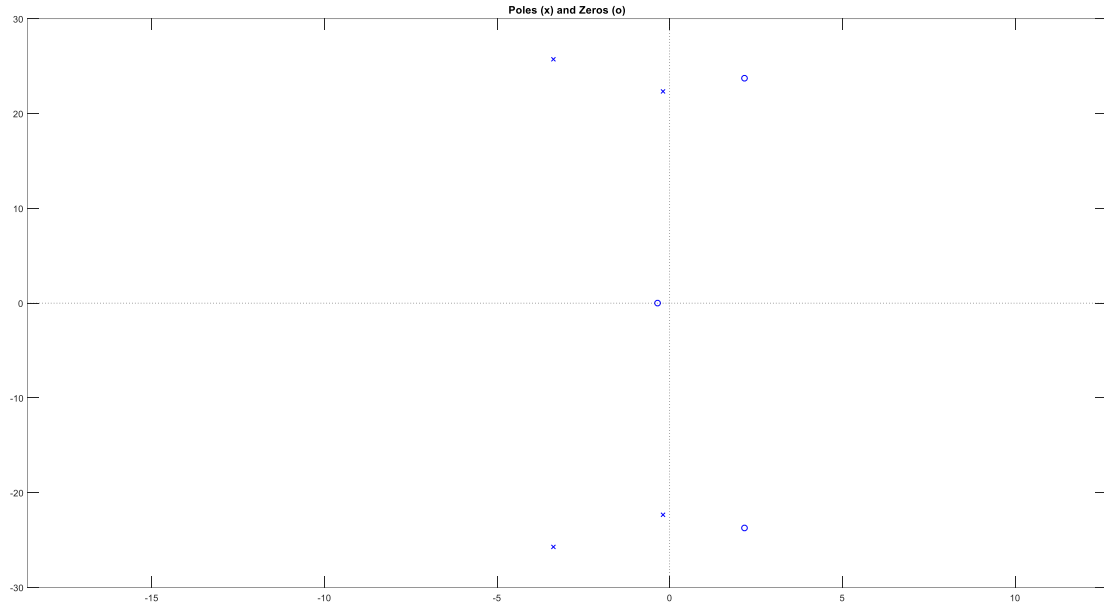
K_p y K_v : Contienen las ganancias de posición y velocidad respectivamente.

La metodología de sintonización del controlador se puede sintetizar como sigue, teniendo en cuenta que se aplicó una consigna de grado cinco a cada articulación inicialmente:

- i. Diseñar un controlador estrictamente proporcional que diera estabilidad al sistema; para ello, se identificaron los valores para las constantes k_p , la ganancia proporcional para cada articulación, de tal manera que se obtenga una respuesta estable a pesar de las oscilaciones. En este caso $k_{p1} = k_{p2} =$

$k_{p3} = k_{p4} = 500$. Para llegar a los valores mencionados anteriormente, se realizaron pruebas por cada eje, aumentando los valores de las ganancias proporcionales a partir de un valor unitario y cero para en las ganancias de velocidad. La respuesta del sistema se muestra en la figura 33 la cual se explica en el ítem a continuación.

Figura 33 Respuesta del sistema



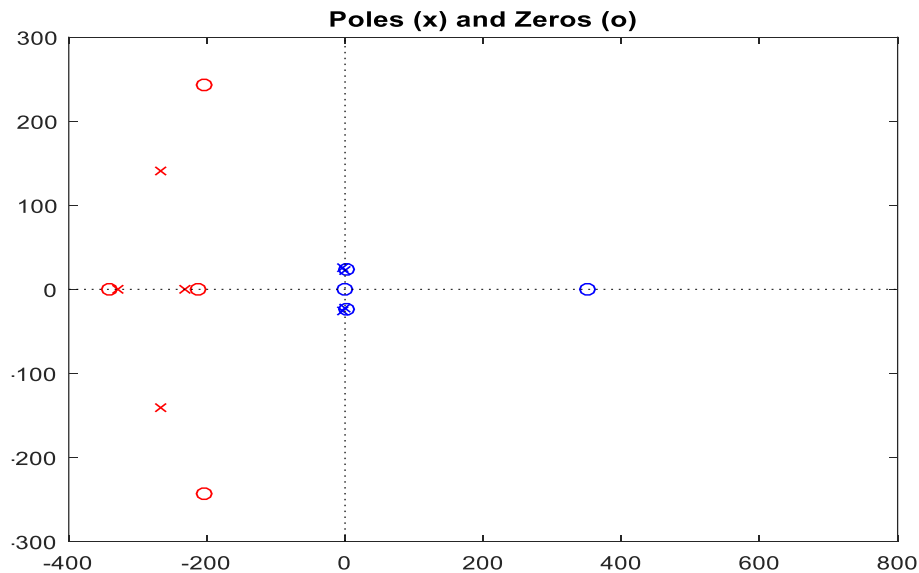
- ii. Hacer la estimación paramétrica o modelamiento del sistema por espacio de estados se eligió de orden 4 dado que, corresponde al número de variables de entrada/salida. Así se pueden identificar donde se encuentran ubicados los polos y los ceros; para evaluar donde se encuentran las características dinámicas de la respuesta del sistema controlado con ganancia proporcional exclusivamente. Mediante el uso del *toolbox ident* de Matlab® se hizo la identificación del sistema. En la figura 33 se observa el comportamiento del sistema. El análisis anterior permite determinar que para este modelo con una validación del modelo del 80% los polos del sistema ubicados en el semiplano izquierdo son estables, aunque los ceros están en el semiplano derecho. Por otro lado, presenta oscilaciones; la estrategia de control ira encaminada a reducir las oscilaciones y mejorar el tiempo de respuesta, es decir hacerla más rápida. Dado que se trata de un sistema de motores de posición, por lo tanto, sensar la posición de un motor incluye la acción integral, se puede pensar en una acción PD para acelerar la respuesta, llevar el error al mínimo posible y reducir las oscilaciones.

- iii. Determinar las especificaciones actuales del sistema (ubicación de polos) y plantear una mejora con base en la respuesta inicial, teniendo en cuenta que se buscará mejora la velocidad del sistema hasta obtener una respuesta críticamente amortiguada $\xi = 1$. La selección de ω_n determina la respuesta del sistema, debe ser alta para respuestas rápidas y depende del objetivo de rendimiento, por lo tanto, hay que tener en cuenta las trayectorias deseadas para su elección. Teniendo en cuenta los resultados obtenidos anteriormente, se siguen modificando las ganancias de velocidad hasta obtener un error de seguimiento tanto articular como cartesiano de orden de milésimas de radianes y metros respectivamente. Esta metodología está debidamente documentada en [73], [69] y [75], obteniéndose los valores de ganancias presentados en la tabla 16. Cabe aclarar que estos valores para las ganancias son los usados en la sección siguiente y aplican para las consignas de colecistectomía. La figura 34 compara la respuesta del sistema con una ganancia exclusivamente proporcional (azul) versus la respuesta del controlador PD (rojo) este último, cumple con los criterios establecidos anteriormente, es decir un tiempo de establecimiento ostensiblemente menor.

Tabla 16 Ganancias del controlador

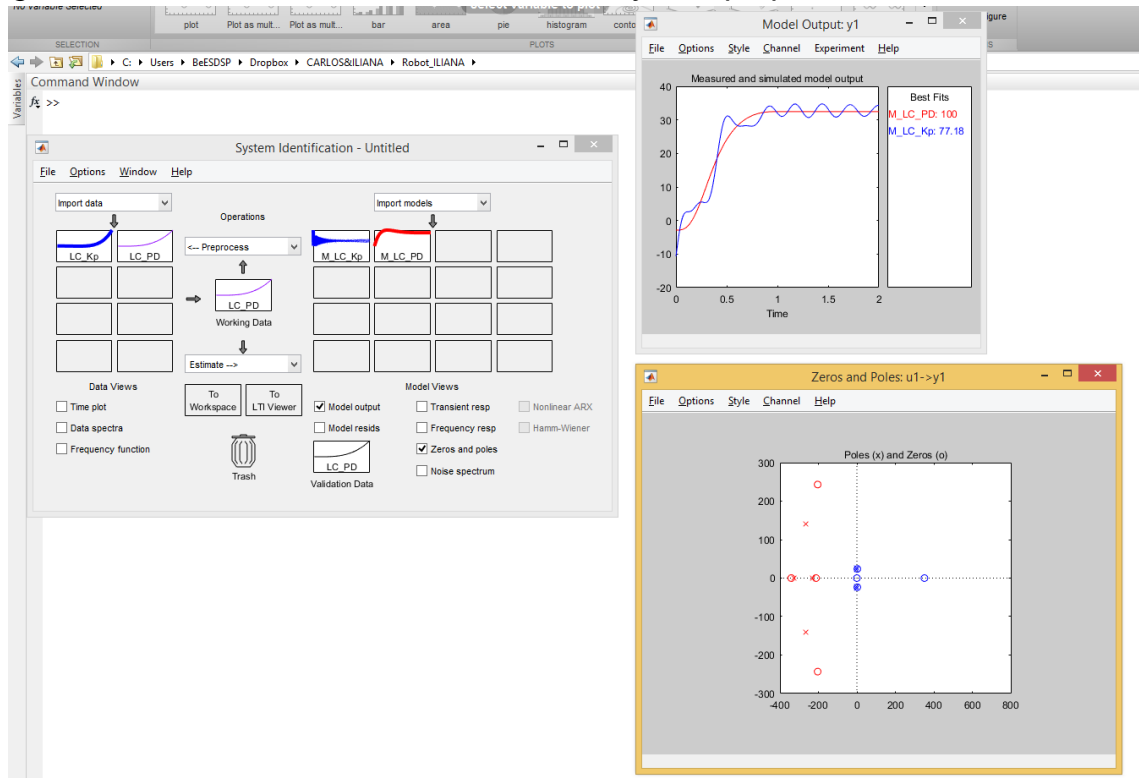
j	1	2	3	4
K_p	2000000	3800000	1800000	1000000
K_v	1200	2500	1200	800

Figura 34 Respuesta del sistema con una ganancia exclusivamente proporcional



Para validar la respuesta del sistema controlado (sin control vs controlado con base en los polos, se llevó a cabo la simulación de ambos sistemas (ver figura 35), uno con sólo ganancia proporcional (azul) versus uno con control PD (rojo) usando Matlab®.

Figura 35 Validación del sistema controlando y solo proporcional



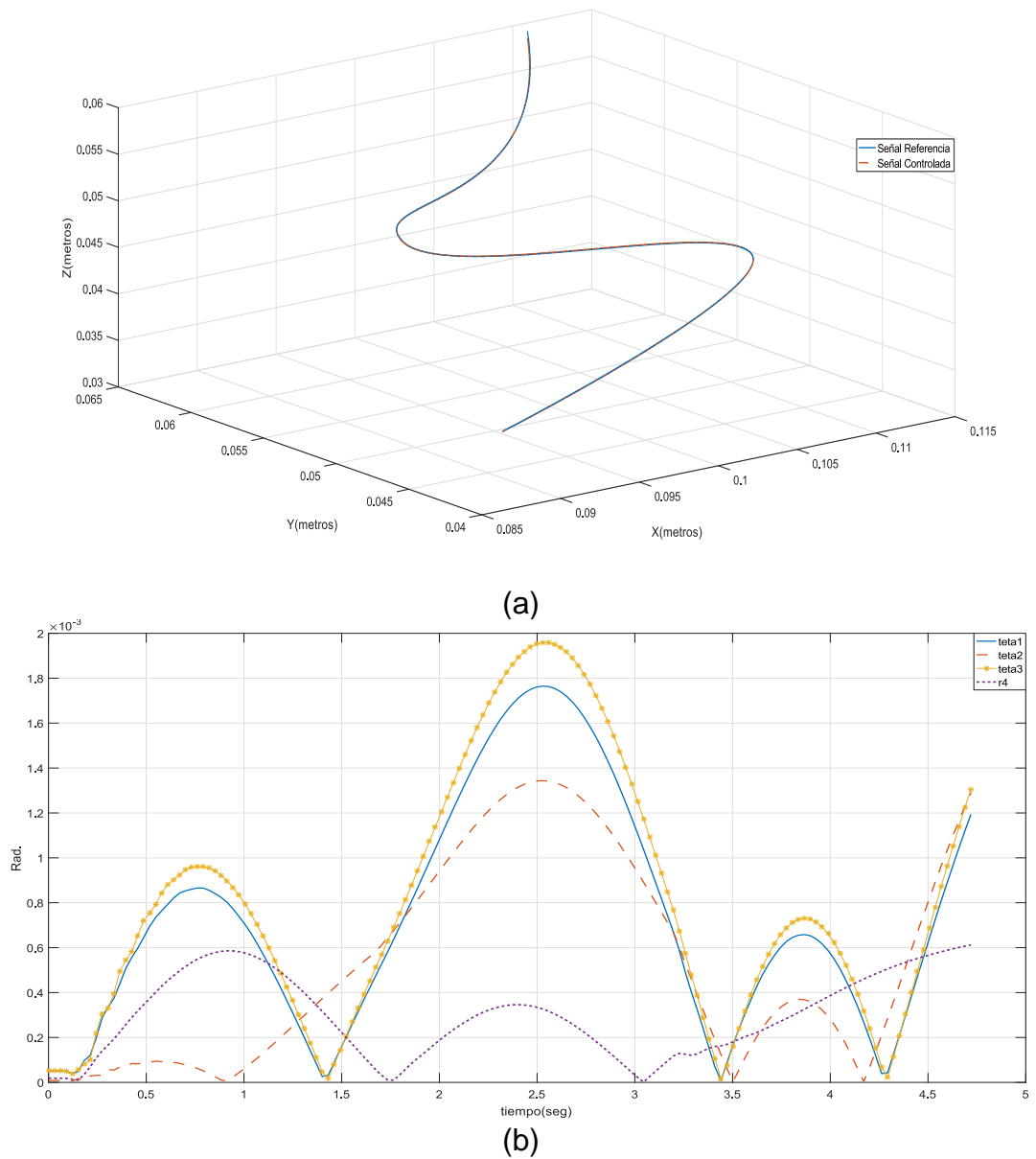
4.5 SIMULACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL Y LA INTERFAZ HAPTICA

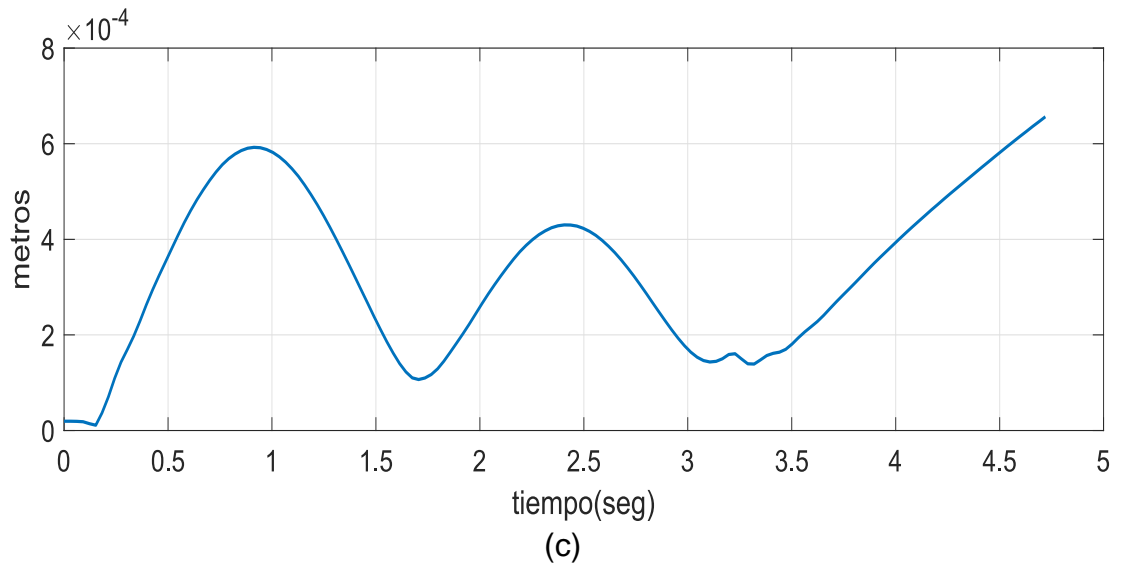
En esta sección se muestra la simulación de las trayectorias de la colecistectomía mostrando cómo se lleva a cabo el seguimiento de cada una, se muestra también el error de posición cartesiano y articular en cada caso. Se incluyó también el índice de desempeño (IAE) integral del valor absoluto ponderado en el tiempo del error el cual da cuenta del rendimiento del controlador PD-CTC dependiendo de la trayectoria de simulación.

Diseción del triángulo de Calot: En la figura 36 (a) se observan las gráficas correspondientes a la señal controlada (rojo) y señal deseada (azul). En este caso la consigna corresponde al movimiento del instrumento I.1. El error articular y cartesiano, se observan en las figuras 36 (b) y 36 (c) e ilustran la diferencia entre la

señal deseada (consigna) y las obtenidas en la simulación. El error articular más alto se presenta en q_3 siendo este de 1.958×10^{-3} radianes. No obstante, el error cartesiano máximo de $6,564 \times 10^{-4}$ m y el articular en q_4 de $6,124 \times 10^{-4}$ m alcanzan su máximo a los 0.9 segundos respectivamente. Se observa que tanto el error en q_4 como el error de seguimiento cartesiano aumentan en la medida que la trayectoria desarrollada por el robot se hace más larga.

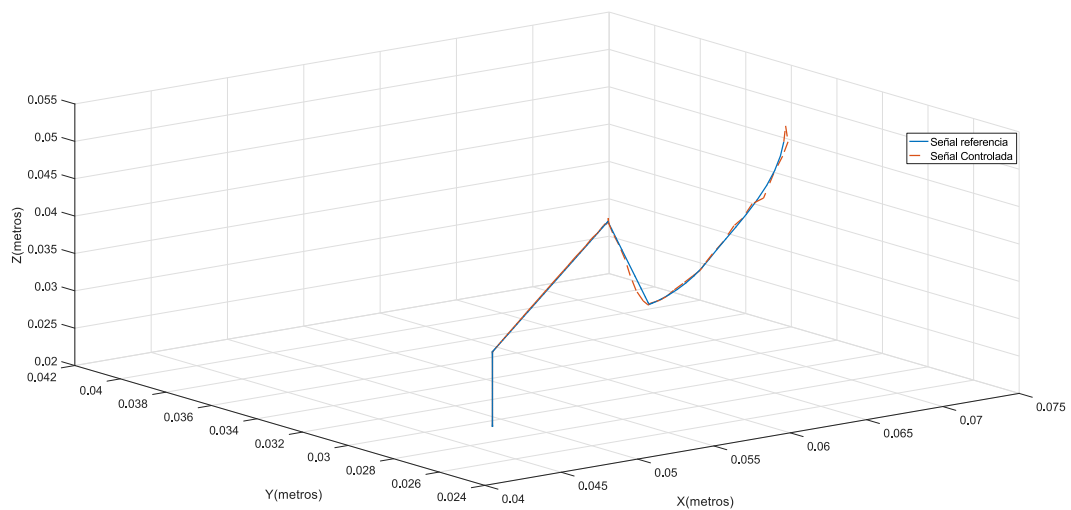
Figura 36 Comparación entre las señales de referencia vs. Controlada en la trayectoria del instrumento I.1.



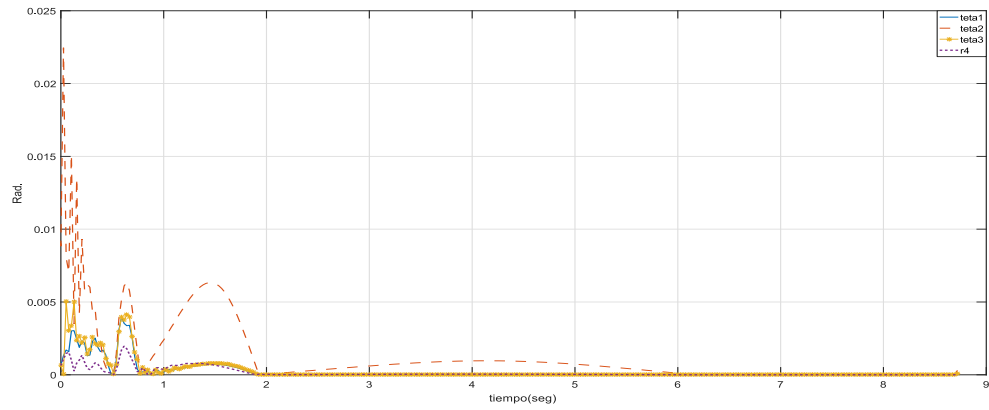


Para el instrumento I.2, introducido por la incisión lateral superior, se tiene un tiempo de simulación de 350 ms, en la figura 37 (a) se comparan las trayectorias tanto de la consigna (rojo) como de la interfaz háptica propuesta (azul). Las figuras 37(b) y 37(c) corresponden al error articular y cartesiano respectivamente. El error articular máximo aproximado es de $2,24 \times 10^{-2}$ radianes en la articulación 2 como se muestra en la figura 37 (b). El error cartesiano máximo aproximado es de $(2,33 \times 10^{-4}$ metros) como se observa en la figura 37 (c).

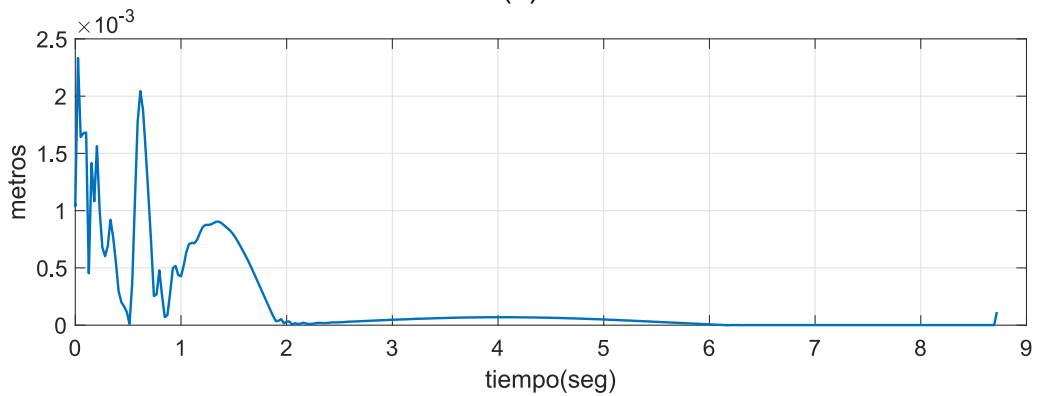
Figura 37 Comparación entre las señales de referencia vs. Controlada en la trayectoria seguida por el instrumento I.2.



(a)

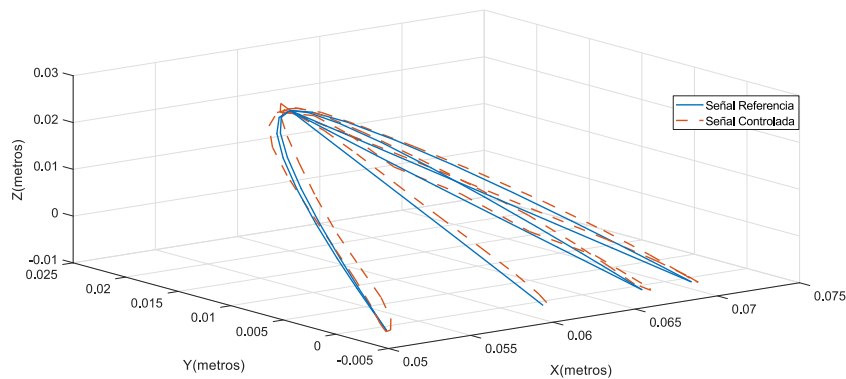


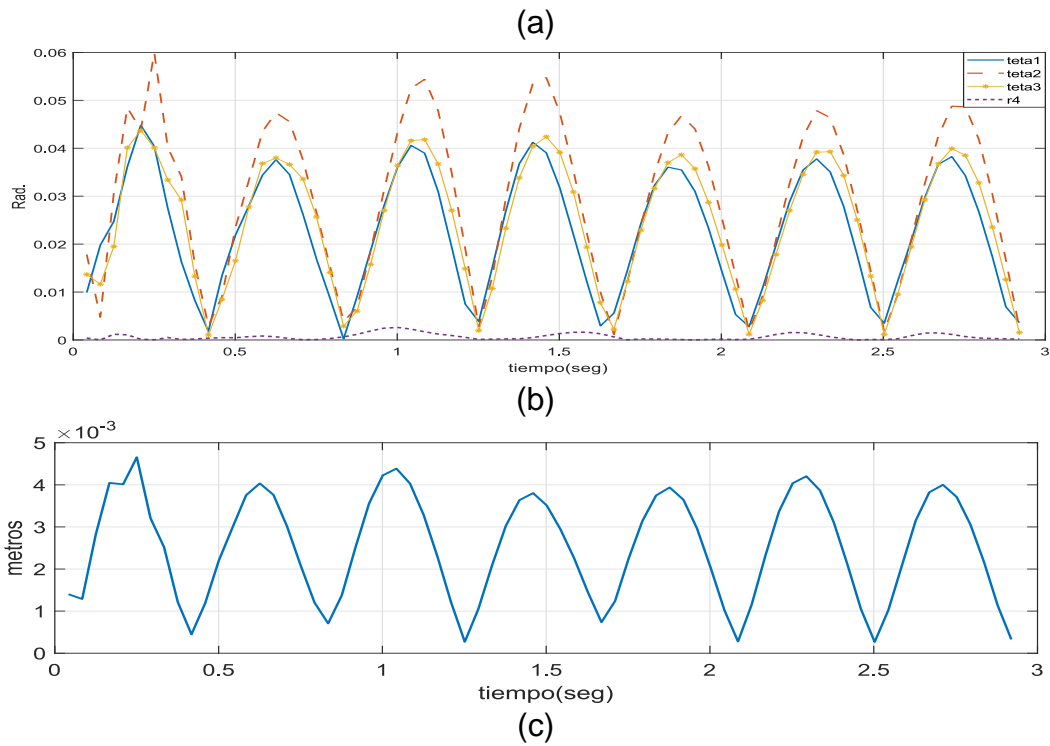
(b)



Sección del conducto cístico. En la figura 38(a) se contrastan las trayectorias de la consigna (rojo) contra. el movimiento de la interfaz háptica propuesta (azul) durante esta fase se hace el “clipado” del conducto en tres secciones de dicho conducto y finaliza con el corte del mismo. La simulación dura 70 ms y como se puede observar el error articular máximo (5.989×10^{-2} radianes) se presenta en la articulación 2 (figura 38b) igualmente se muestra el error cartesiano de $4,65 \times 10^{-3}$ m (figura 38c)

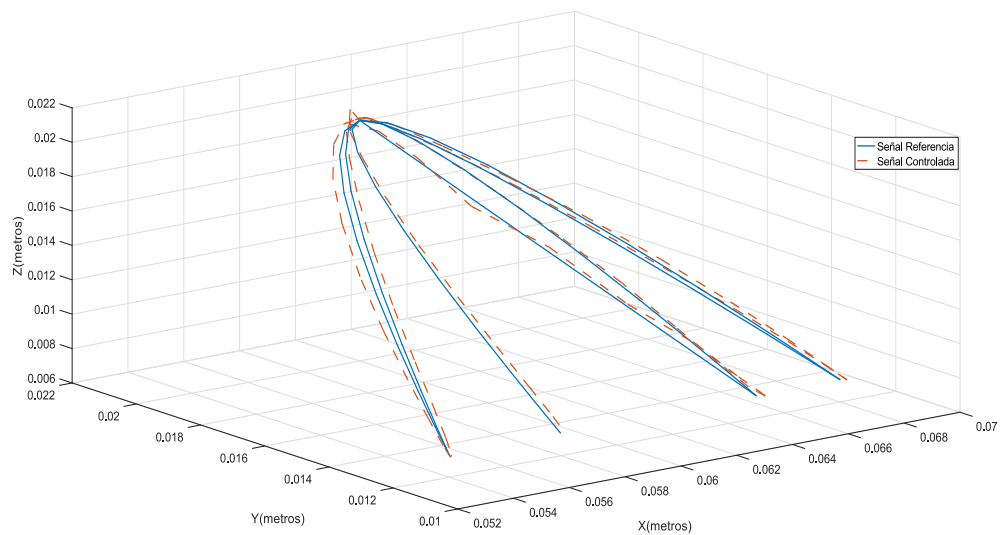
Figura 38 Comparación entre las señales deseada vs. controlada en la trayectoria: sección del conducto cístico.



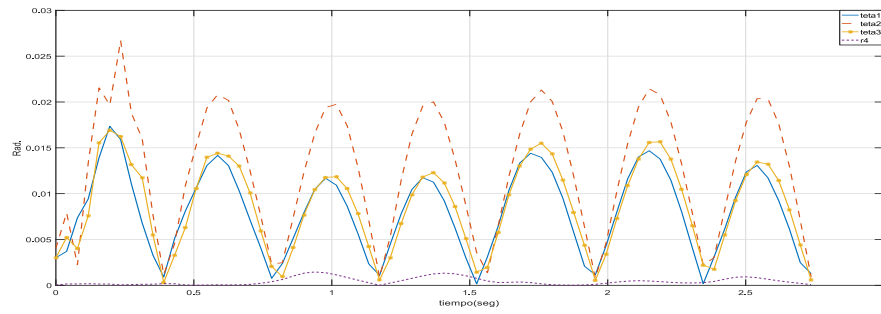


Sección de la arteria cística. En la figura 39 se muestran las trayectorias tanto de la consigna como la ejecutada por la interfaz háptica propuesta, el error articular máximo se presenta q_2 (2.669×10^{-2} radianes) y el error cartesiano máximo es de ($2,040 \times 10^{-3}$ m) la simulación dura 70ms y se muestran en las figuras 39b y 39c.

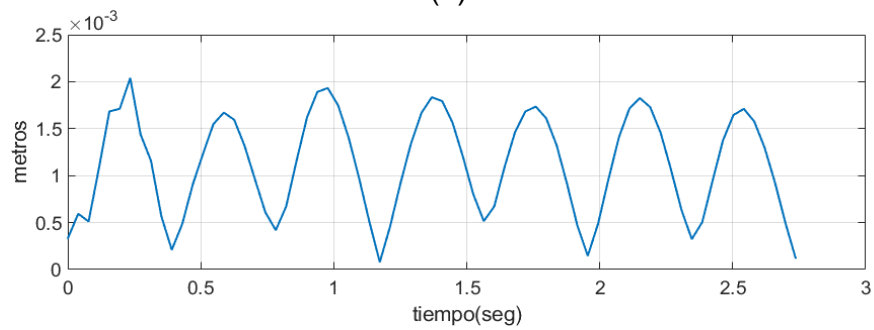
Figura 39 Comparación entre la trayectoria del instrumento I.1 y la desarrollada por la interfaz háptica propuesta en la sección de la arteria cística.



(a)



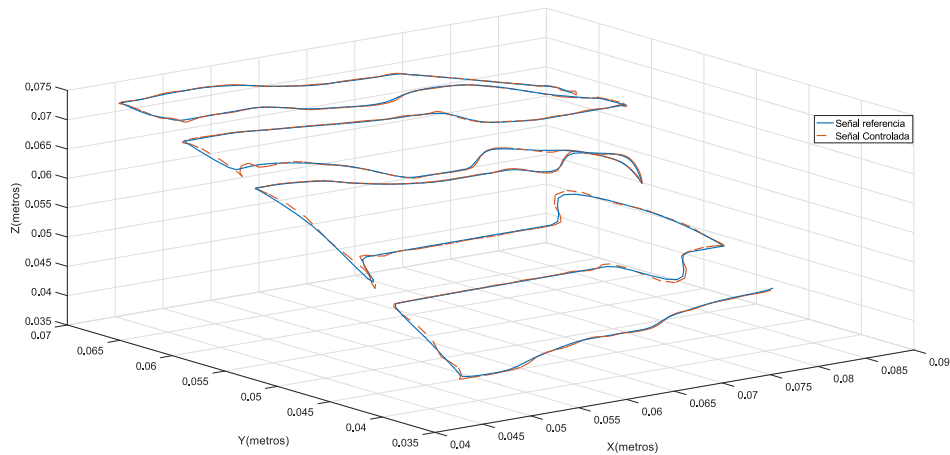
(b)



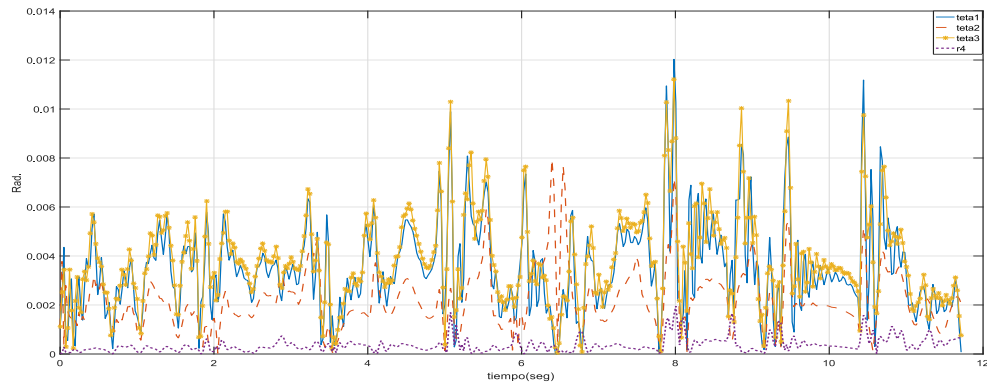
(c)

Disección de la vesícula del lecho hepático. Durante esta simulación de 480 ms la figura 40 nuevamente contrasta las trayectorias de la consigna como del movimiento de la interfaz háptica propuesta respectivamente en colores rojo y azul. En esta simulación el error cartesiano máximo alcanzó $2,167 \times 10^{-3}m$ y el error articular máximo (1.20×10^{-3} radianes) se presentó en las articulaciones 1 y 3 (ver figuras 40b y 40c).

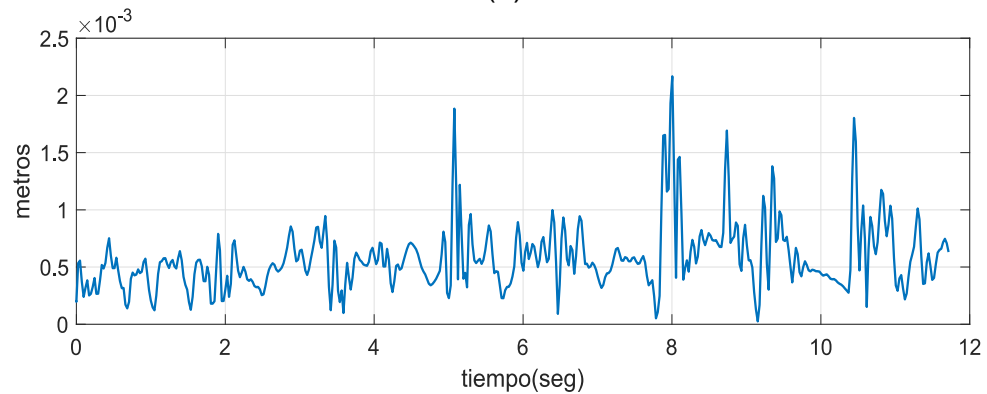
Figura 40 Comparación entre la trayectoria del instrumento I.1 y la desarrollada por la interfaz háptica propuesta en la disección de la vesícula biliar.



(a)



(b)



(c)

Hasta aquí, se mostraron las gráficas comparativas entre las trayectorias deseadas y las seguidas por el manipulador (en simulación) tanto en el espacio articular como el espacio cartesiano ambas mediadas por el algoritmo de control PD-CTC. A continuación, se presentan los valores de los índices de desempeño IAE para el error de posición articular y cartesiano respectivamente.

Para el diseño del mencionado controlador se establecieron como criterios de rendimiento: tiempo mínimo de asentamiento, el tiempo de subida y sobreimpulso (*Overshoot*) nulo. Otros criterios de rendimiento dinámico vistos en la literatura son los criterios de rendimiento integral del tiempo que consideran toda la respuesta desde el tiempo $t = 0$ hasta que se alcanza el estado estacionario. Los criterios de rendimiento integral son integrales del valor absoluto del error (IAE), integral del valor absoluto ponderado en el tiempo del error (ITAE), integral del valor cuadrado del error (ISE) e integral del tiempo ponderado el valor cuadrado del error (ITSE) y sus fórmulas se muestran en las ecuaciones 4.7, 4.8, 4.9 y 4.10 [76].

$$IAE = \int_0^{\infty} |e(t)| dt \quad (4.7)$$

$$ITAE = \int_0^{\infty} t|e(t)|dt \quad (4.8)$$

$$ISE = \int_0^{\infty} e^2(t)dt \quad (4.9)$$

$$ITSE = \int_0^{\infty} te^2(t)dt \quad (4.10)$$

El índice de desempeño IAE (*Integral of the Absolute Error*) es el criterio que acumula el valor absoluto del error extendiendo la integral desde el tiempo en el cual se produce el cambio en el *set point* o en la perturbación ($t = 0$) hasta un tiempo posterior muy largo ($t = \infty$). En estas ecuaciones, $e(t)$ es el error en el dominio del tiempo. Aunque, el límite de tiempo superior en integral es infinito, en las simulaciones la integración se realiza sobre un tiempo suficientemente largo en comparación con el tiempo de establecimiento del ciclo cerrado, es decir, después de la respuesta alcanza un estado estable.

Geoméricamente, el IAE consiste en el área bajo la curva en valor absoluto, donde el *set point* en este caso corresponde a la posición articular deseada y cartesiana en el instante de tiempo específico de la trayectoria. Con la ayuda de Matlab/Simulink® se obtuvieron los datos relacionados en la tabla 17.

Las consignas se ejecutaron en el mismo orden que en la sección 4.5 comenzando por la disección del triángulo de Calot (DTC) tanto para el instrumento I1 como el I2. Sección del conducto cístico (SCC), Sección de la arteria cística (SAC) y la disección del lecho hepático (DLH).

Tabla 17 Índices de desempeño IAE por trayectoria.

Trayectoria:		DTC_I1	DTC_I2	SCC	SAC	DLH
IAE _{articular}	Q ₁	0.0002043	0.0001369	0.002855	0.001014	0.003019
	Q ₂	0.0001437	0.0007352	0.003596	0.001544	0.001853
	Q ₃	0.0002162	0.0001504	0.002967	0.001056	0.003186
	Q ₄	$7.452e^{-5}$	$7.955e^{-5}$	$7.175e^{-05}$	$4.761e^{-05}$	0.0002739
IAE _{cartesiano}		$8.488e^{-5}$	$9.984e^{-5}$	0.0003055	0.0001359	0.0004611

Los valores de los índices de desempeño IAE para el error de posición articular de q_2 son los más altos en la trayectoria: de disección del triángulo de Calot (DTC) para el instrumento I2, la sección del conducto cístico (SCC) y la sección de la arteria cística (SAC) como se dedujo en las simulaciones anteriores en las cuales el error

articular fue mayor en dicha articulación. En el caso del IAE cartesiano, fue más alto para la trayectoria de disección del lecho hepático, la cual contiene varios cambios de dirección en la trayectoria. Un hecho similar se observó en el caso de q_3 que obtuvo el IAE más alto en la misma trayectoria, cuyo error está muy cercano al de q_1 .

4.6 RETROALIMENTACIÓN DE FUERZAS

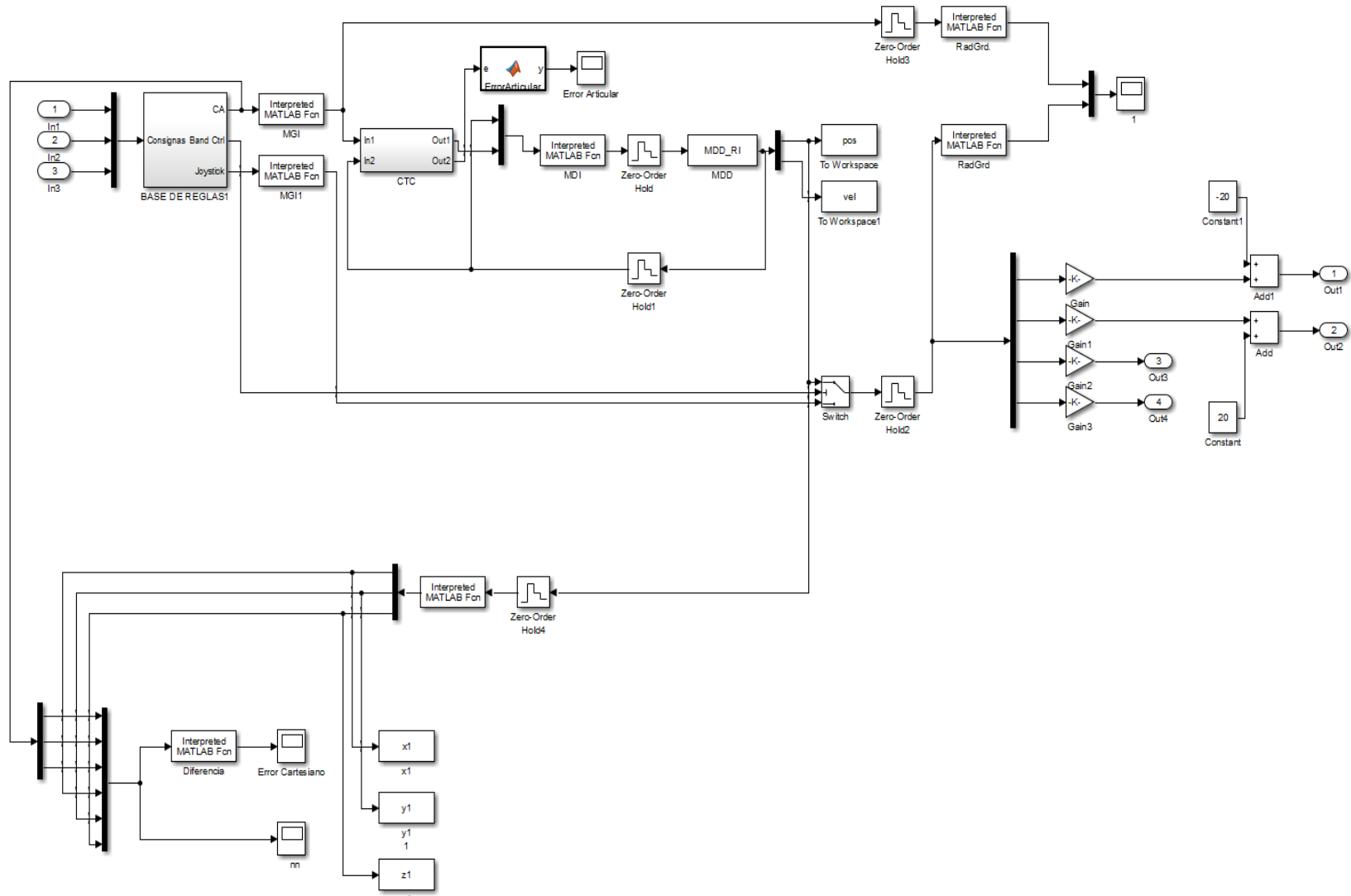
Se han obtenido los modelos que describen la cinemática y dinámica tanto directa como inversa del dispositivo, cuyo comportamiento es más parecido al de un robot, ya que el sistema de control le permite seguir una trayectoria deseada, en este caso los movimientos que desplegaría el cirujano durante una colecistectomía. A continuación, se mostrará cómo el dispositivo demuestra su potencial como interfaz háptica. Es decir, como un dispositivo de retroalimentación de fuerzas.

Se pretende que el robot no sólo sea capaz de seguir una trayectoria previamente definida por el operador, dentro de un ambiente virtual tridimensional simulado, sino que además envíe al usuario un estímulo táctil cuando reconozca una colisión con las restricciones que dicho ambiente le imponga. Para lograr el seguimiento de una trayectoria deseada se utilizó el control por par calculado (CTC) descrito en el capítulo anterior, el cual incluye el modelo dinámico inverso - MDI para linealizar y desarticular dinámica del robot.

En el diseño propuesto, la retroalimentación se realiza mediante motores, dadas las características de potencia-masa impuestas por el entorno de aplicación de la interfaz háptica. Estos accionamientos deben ser ligeros para evitar la fatiga, pero al mismo tiempo potentes para aplicar la fuerza requerida. El número de grados de libertad que, para el caso de las interfaces manuales como esta, define el número de actuadores y afectará la relación potencia-masa ya mencionada.

En la Figura 41 se presenta el esquema de control de la interfaz háptica y la implementación del controlador CTC. Las consignas cartesianas deseadas se obtienen de la posición en el espacio cartesiano del robot, y son importadas a Simulink[®] de Matlab[®]. Se utilizaron las consignas usadas en las pruebas de seguimiento de las trayectorias, ya que la interfaz no se construyó físicamente.

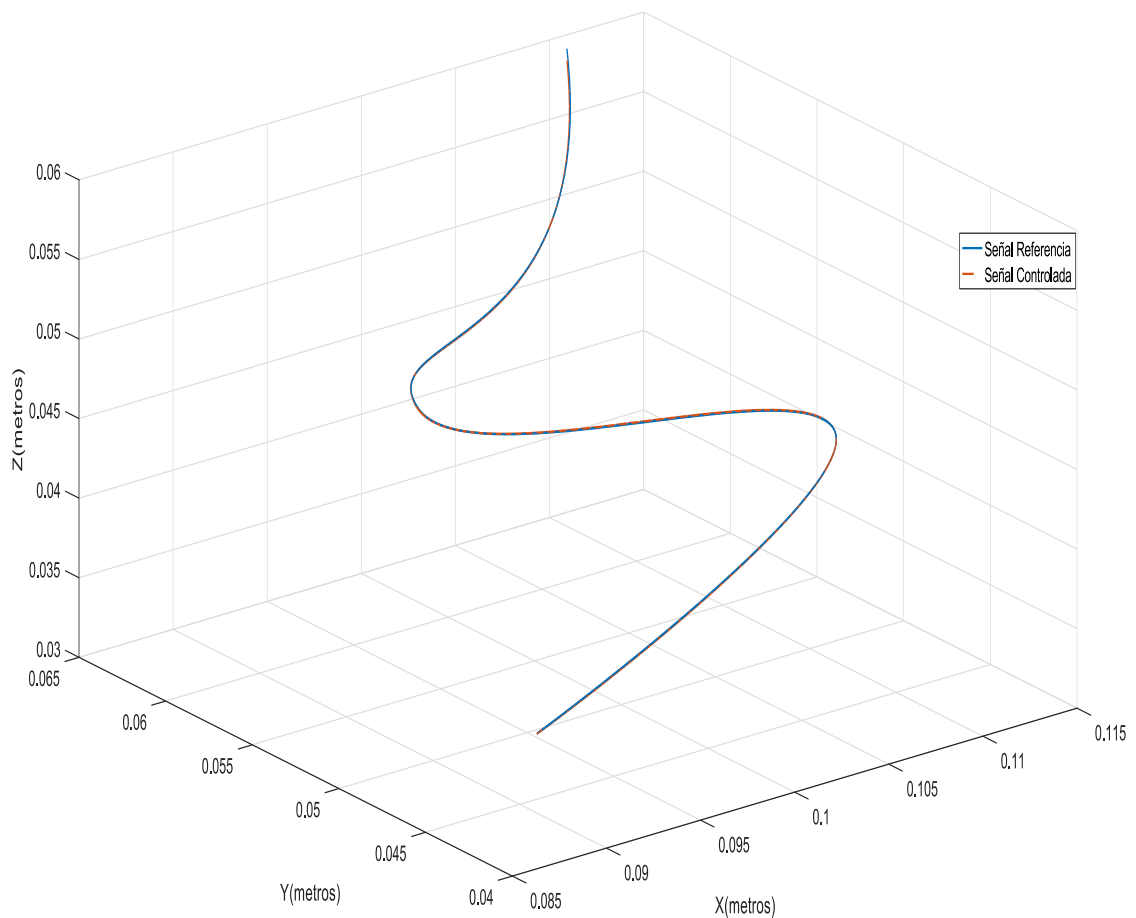
Figura 41 Controlador CTC o Control de Par

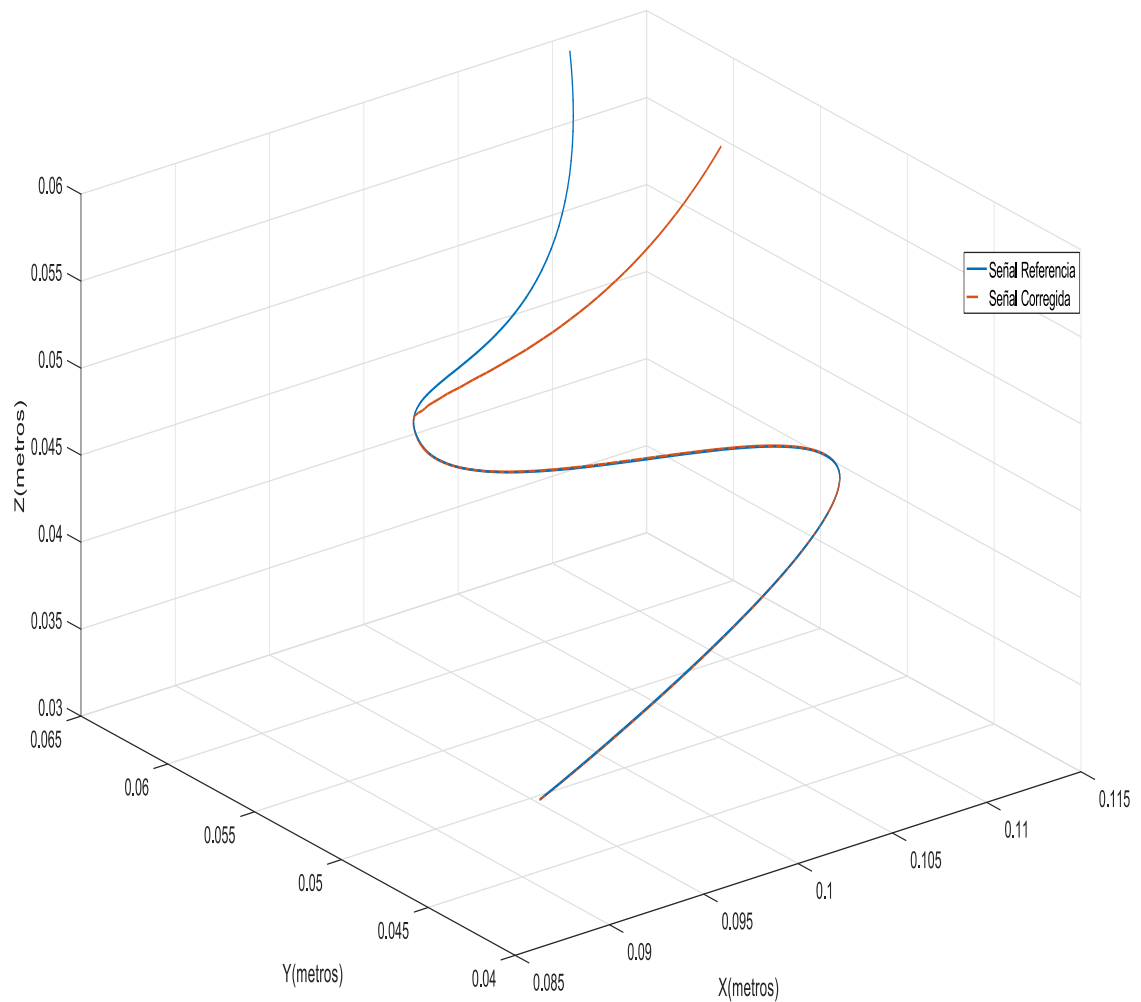


Una vez obtenidas las consignas cartesianas, el bloque “*BASE DE REGLAS*”[77] las acota. En este caso, dicho criterio corresponde a las coordenadas de las aristas del cubo virtual, que limita las trayectorias deseadas de entrada estrategia usada en [78] y [79] para simular un ambiente virtual de prueba.

Como se observa en la figura 42(a) se observa la trayectoria de la interfaz háptica en un espacio sin restricciones; en la misma figura (abajo) la trayectoria de la interfaz en un espacio restringido. En la figura 42 se acotó en los puntos (1, 0.055, 1), en el plano x-y-z se observa que la trayectoria se ejecuta dentro un nuevo espacio más limitado. Cuando las consignas de entrada colisionan contra las aristas del cubo virtual, el CTC corrige la trayectoria controlando la posición cartesiana de la pinza. De esta manera, se demuestra que hay una realimentación de fuerzas y pares entre el operador de la interfaz y el entorno virtual, una prueba similar se ilustra en [80].

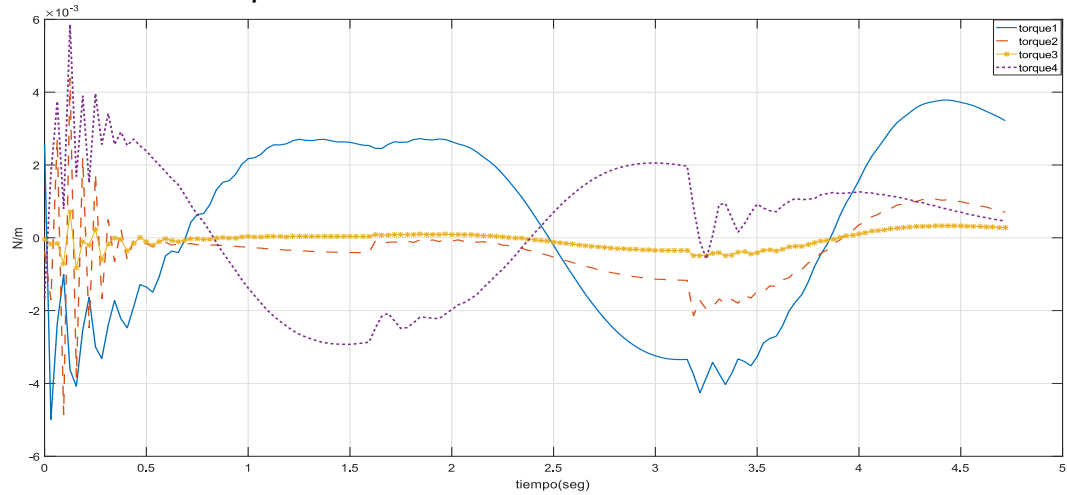
Figura 42 Prueba del seguimiento de la trayectoria usando la trayectoria de disección del lecho hepático I1. Sin y con restricciones en el espacio virtual.





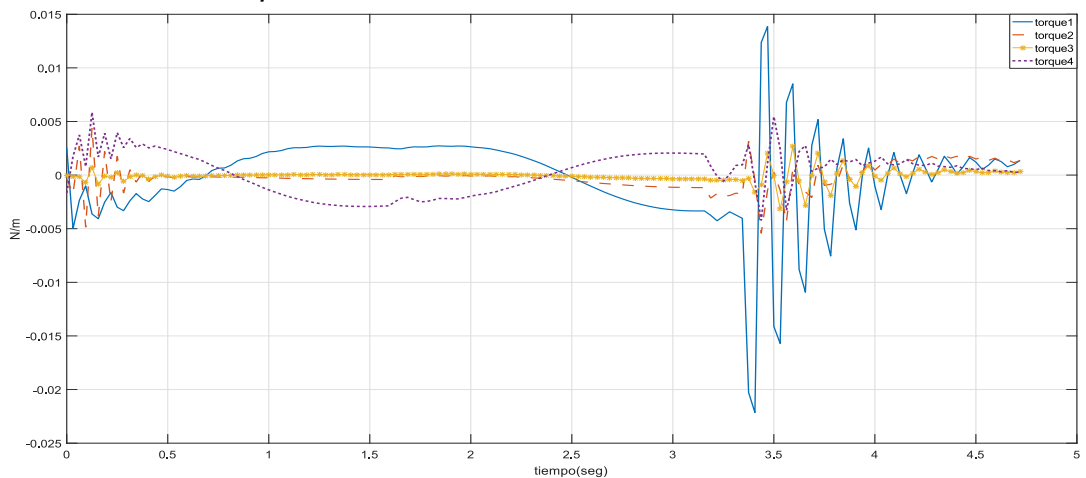
Como se puede observar en la figura, se evaluó la respuesta de la Interfaz Háptica propuesta en una de las trayectorias de la colecistectomía (Disección del Triángulo de Calot seguida por el instrumento I.1). En la sección 4.5 no se hicieron restricciones en el espacio de trabajo, el robot es capaz de seguir la trayectoria del movimiento tal como se demostró. En la figura 42b se observa el comportamiento de la interfaz ante las restricciones impuestas al espacio de trabajo, en la dirección del eje y impidiendo que el usuario se ubique en una posición por encima de dicha cota. En las figuras 43 y 44 respectivamente, se contrasta el par motor en cada articulación. En la figura 43 se observa que cuando la interfaz se mueve en un espacio virtual sin restricciones, y en la figura 44 en donde se limitó el movimiento de la trayectoria en el eje y .

Figura 43 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta sin restricciones en el espacio virtual.



En ambas figuras el par motor es el mismo hasta que la pinza choca con una de las aristas del cubo virtual; en ese instante el par motor máximo lo despliega la articulación q_4 aumenta de ≈ 5.9 mNm a ≈ 15 mNm aproximadamente dado que la escala está dividida por 1000. El usuario debe percibir una apropiada variación en el torque y desplazamiento del instrumento. La relación entre ambas variables estará dada por las propiedades del objeto (por ejemplo, rigidez, amortiguación, fricción, etc.) [81]. Con un método adecuado, la relación apropiada entre torque y desplazamiento podrá calcularse en tiempo real. En intervenciones mínimamente invasivas en general, se realizan manipulaciones finas o procedimientos de alta destreza que a menudo involucran fuerzas muy bajas que son difíciles de percibir [82].

Figura 44 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta con restricciones en el espacio virtual.



Las figuras 45 y 46 respectivamente, ilustran el comportamiento de la Interfaz utilizando otra trayectoria de la colecistectomía (Disección del Triángulo de Calot seguida por el instrumento I.2). Como en la prueba anterior, se compara la respuesta de la interfaz en un espacio tanto sin restricciones como con restricciones en la dirección del eje x en el espacio virtual.

Figura 45 Prueba del seguimiento de la trayectoria usando la trayectoria de disección del triángulo de Calot (instrumento I2)

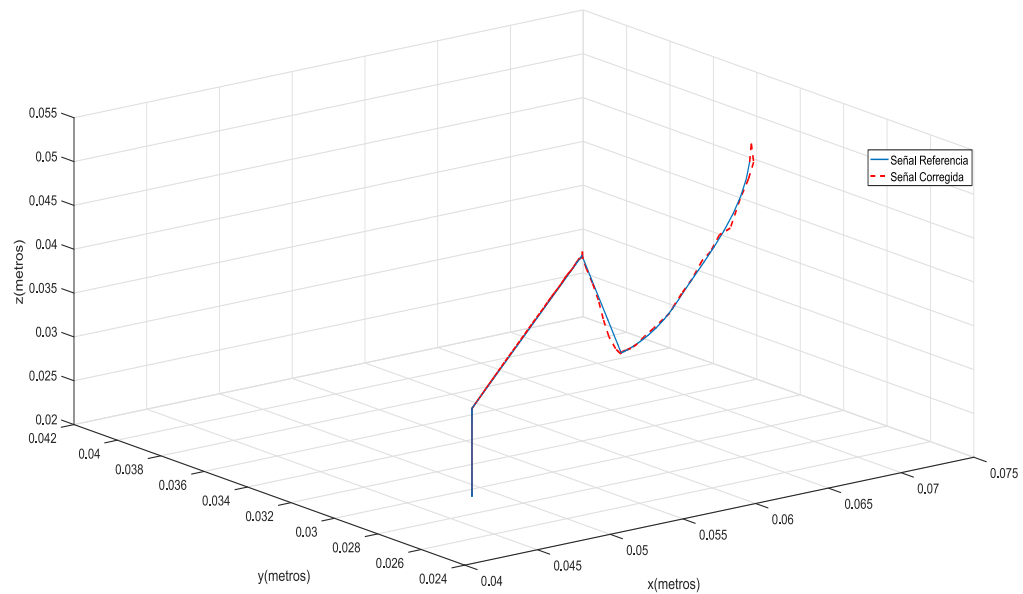
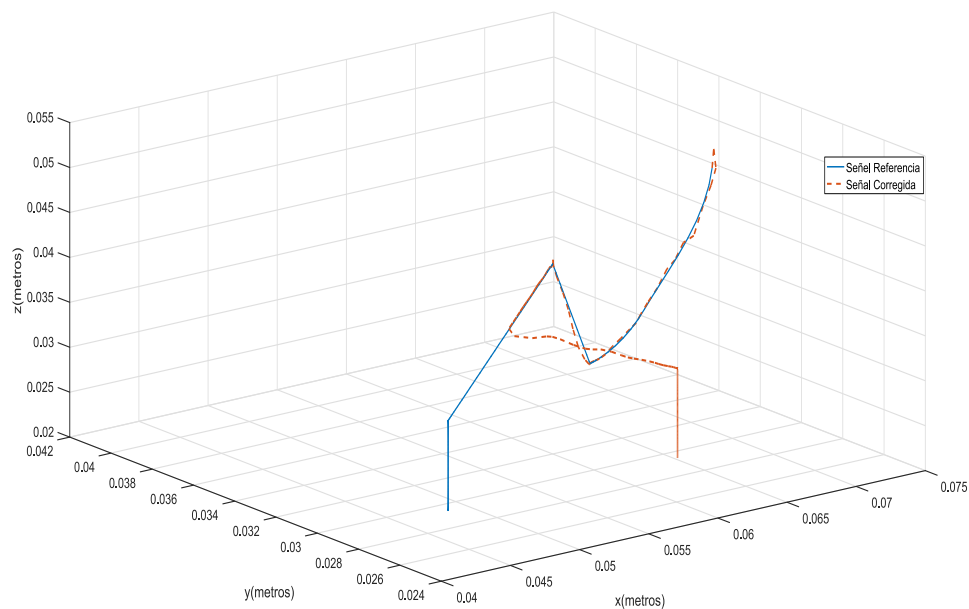


Figura 46 Prueba del seguimiento de la trayectoria usando la trayectoria de disección del lecho hepático. Con restricciones en el espacio virtual.



En las figuras 47 y 48 respectivamente, se ilustra el par motor en cada articulación. En la figura 47 se observa que cuando la interfaz se mueve en un espacio virtual sin restricciones el par máximo lo ofrece la articulación q_2 (≈ 2.746 Nm) al inicio de la trayectoria. Por otro lado, la articulación mucho menor en comparación al par motor mostrado por la misma articulación en la figura 48 (≈ 2.722 Nm) cuando se limita el espacio virtual, ofreciendo un aumento del torque perceptible por el usuario humano. Los resultados obtenidos en este trabajo, están dentro del umbral promedio del 15% de la fuerza de referencia para intensidades fuertes según [82]. En este caso el par aumentó entre el 10% y el 14% en todas las articulaciones. No obstante, el reto en la futura implementación, está relacionado con la señalización adecuada que facilite escalar la fuerza (o par) que permita sentir mejor las diferencias entre las intensidades bajas y mejorar la percepción de fuerza.

Figura 47 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta sin restricciones en el espacio virtual.

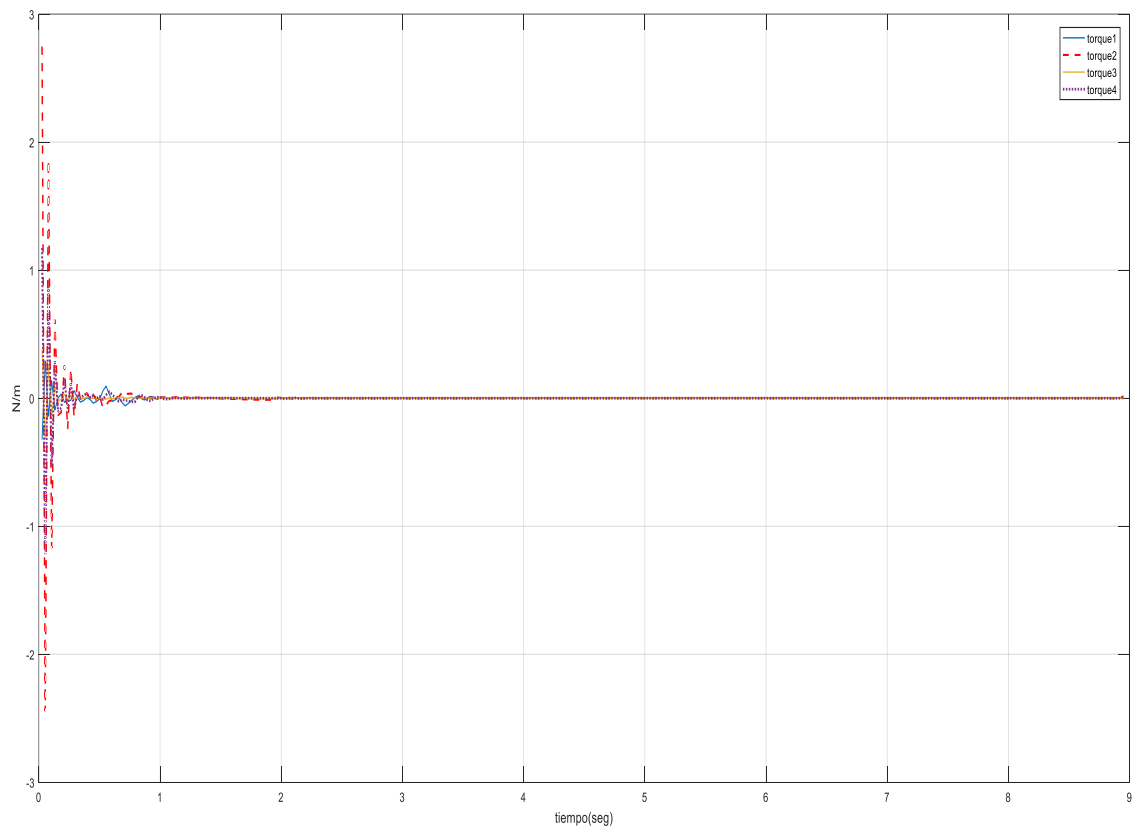
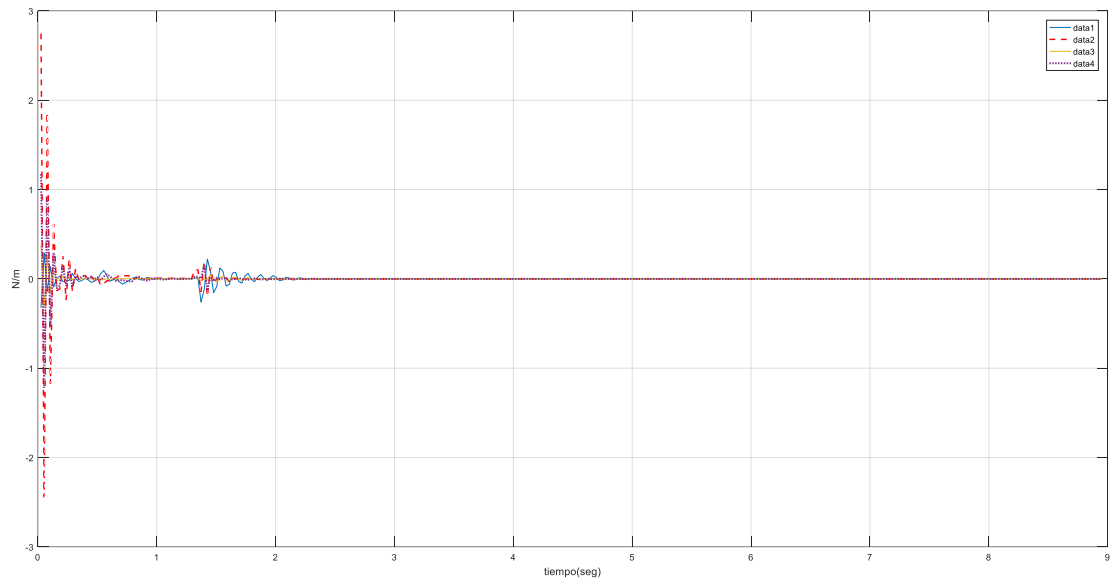


Figura 48 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta con restricciones en el espacio virtual.



La figura 49 muestra la trayectoria seguida por la interfaz cuando se restringe el espacio virtual comparada con la figura 40 se observa que el acotamiento en el eje x , y el eje y . Igualmente, los cambios de dirección en la trayectoria generan aumento del par en las articulaciones cercano al 15% como ya se mencionó y se muestra en las figuras 50 y 51.

Figura 49 Trayectoria de disección de lecho hepático con restricción del espacio virtual.

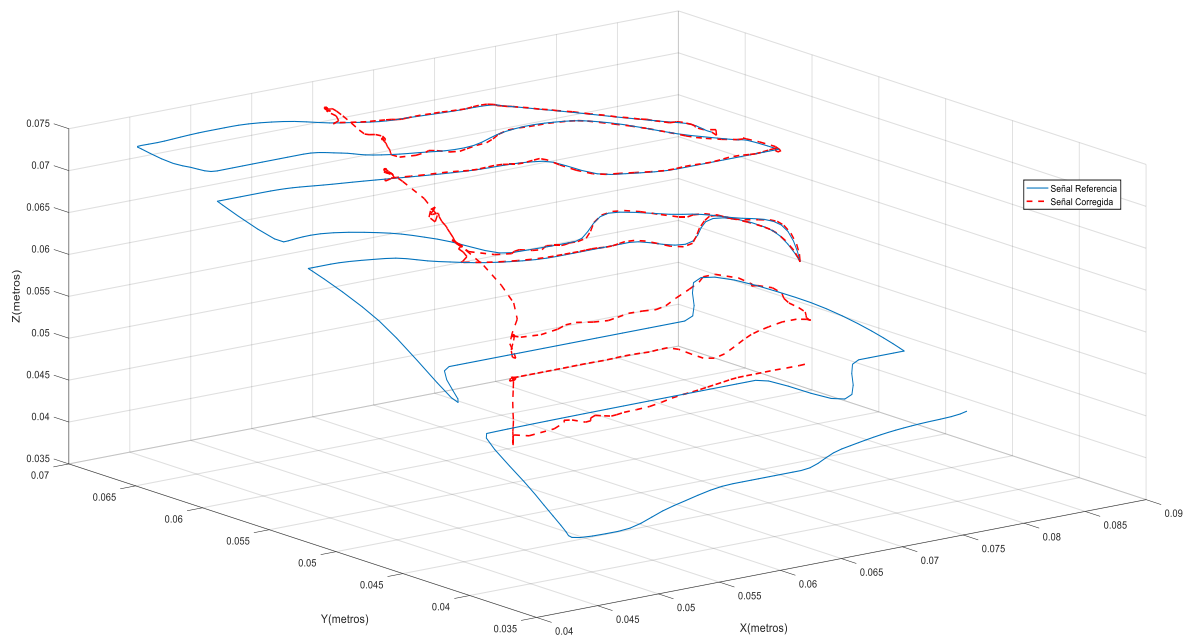


Figura 50 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta sin restricciones en el espacio virtual

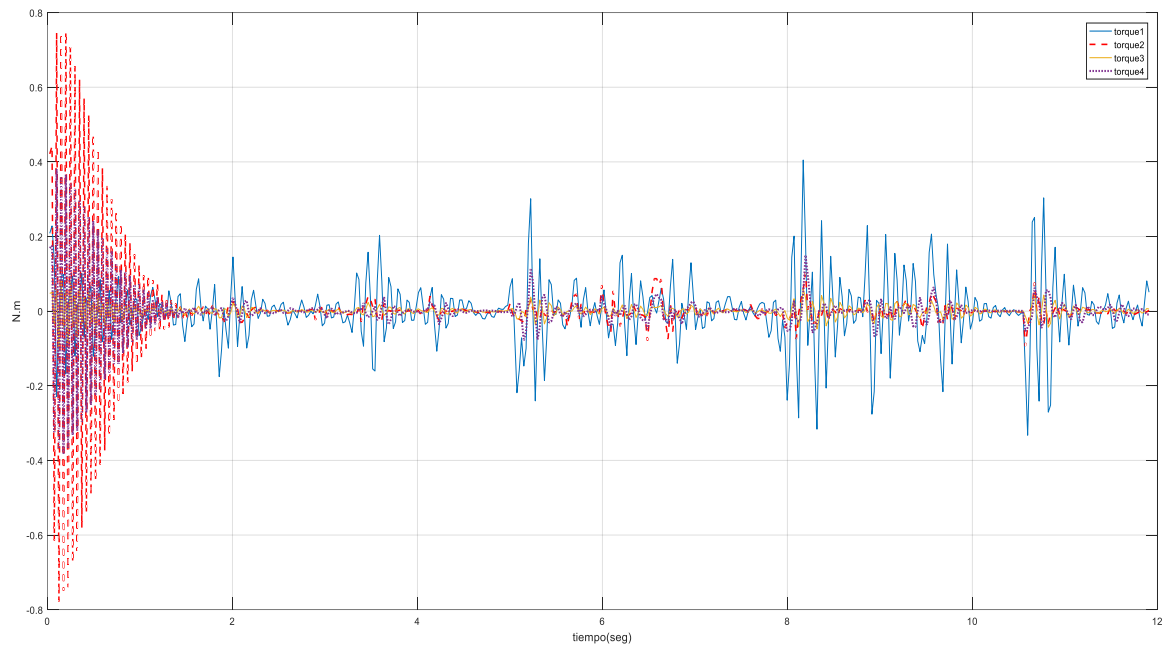
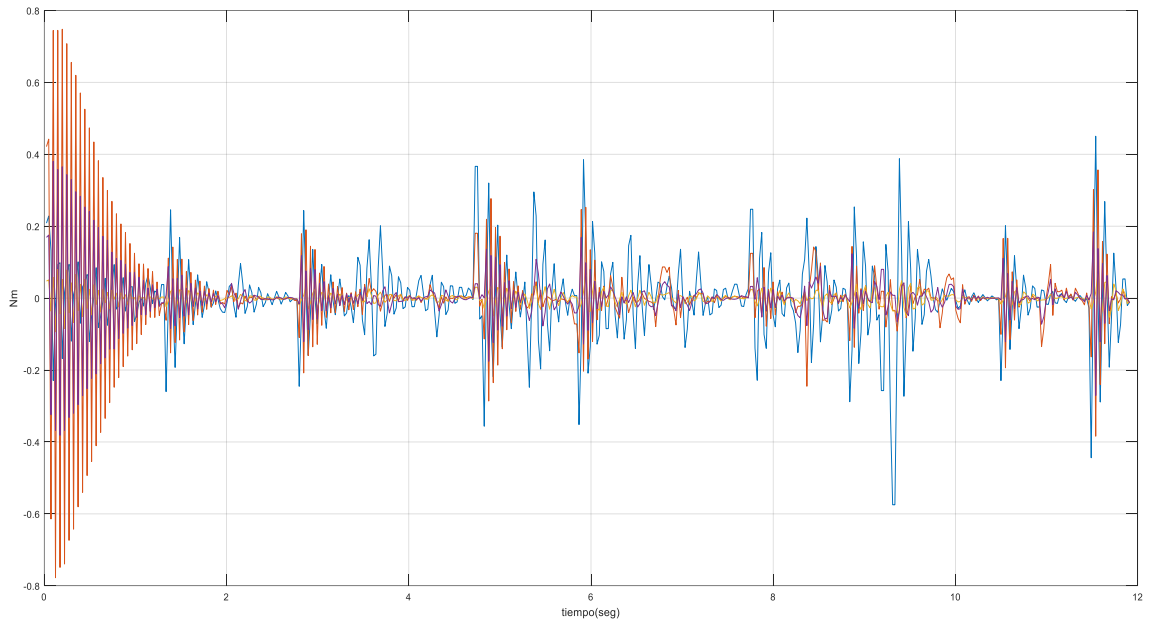


Figura 51 Par motor en las articulaciones de la interfaz háptica propuesta con restricciones en el espacio virtual



A lo largo de este capítulo, se ha demostrado que el diseño propuesto puede ser utilizado en el entrenamiento de cirugía mínimamente invasiva, pues evidenció su capacidad para desarrollar las trayectorias propias de los movimientos del aprendiz

durante una laparoscopia. Igualmente, se comprobó su aplicación como interfaz háptica gracias a que demostró su potencial como dispositivo de retroalimentación de fuerzas. Lo cual se demostró a partir de la prueba de retroalimentación descrita anteriormente, donde se puede observar el incremento en el valor del par de los motores asociados a cada articulación, cuando se restringe el espacio virtual y en consecuencia se observa un desplazamiento en la trayectoria del movimiento, la relación par/desplazamiento deberá ser percibida por el usuario como una retroalimentación kinestésica percibida a través del tacto.

Se incorpora a este capítulo la comparación entre el IAE para las trayectorias mostradas las cuales dan cuenta del error articular y cartesiano respectivamente del controlador tanto en un espacio restringido (acotado) como uno no restringido (tabla 18).

Tabla 18 Índices de desempeño IAE en las trayectorias restringidas por un cubo virtual.

Trayectoria:		DTC_I1		DTC_I2		DLH	
espacio virtual		NA	A	NA	A	NA	A
IAE_{articular}	Q ₁	0.0002043	0.0002423	0.0001369	0.0002337	0.003019	0.001926
	Q ₂	0.0001437	0.000152	0.0007352	0.0005815	0.001853	0.001482
	Q ₃	0.0002162	0.0002567	0.0001504	0.0002509	0.003186	0.002002
	Q ₄	$7.452e^{-5}$	$6.948e^{-5}$	$7.955e^{-5}$	$6.284e^{-5}$	0.0002739	0.0002091
IAE_{cartesiano}		$8.48e^{-5}$	$8.15e^{-5}$	$9.984e^{-5}$	$8.684e^{-5}$	0.0004611	0.0003505

A: acotado o restringido. NA: No acotado

A partir de esta tabla se puede inferir que la respuesta del controlador ante ambas pruebas ronda los valores expuestos en la tabla 17 donde se presentó el índice de desempeño del controlador PD-CTC para todas las trayectorias y confirma el uso del mismo controlador en ambos casos. Adicionalmente, se observa un decrecimiento en el IAE articular de q₄ y cartesiano cuando el espacio está restringido por el cubo virtual, quiere decir que tanto el error articular como el cartesiano también disminuyen en el eje z sobre el cual se desplazan las articulaciones q₂ y q₄ como se muestran en la figura 6 de la sección 3.2.

CONCLUSIONES

Se diseñó una estructura de una interfaz háptica para cirugía laparoscópica y para lograrlo se hizo una revisión del estado de la técnica de las estructuras cinemáticas aplicadas a este tipo de interfaces usadas en laparoscopia. La interfaz háptica propuesta, cuenta con cuatro grados de libertad, cuyas articulaciones motorizadas le permiten posicionarse en el espacio de trabajo. Para el control de los motores, se utiliza un controlador por torque/par calculado - CTC.

La cinemática serial utilizada, unida a los métodos matemáticos usados en robótica, permitieron obtener los modelos geométrico inverso (MGI) y geométrico directo (MGD). Para el MGI se utilizó un método de Paul, dada la simplicidad geométrica que incluye muchas distancias cero y ejes de articulación perpendiculares.

También se obtuvieron los modelos dinámicos tanto directo como inverso de la interfaz háptica propuesta, usando el método de Newton-Euler y la aplicación OpenSYMORO.

Para realizar las simulaciones de la interfaz háptica propuesta y sus modelos se determinaron los valores para los parámetros geométricos, es decir las dimensiones de la interfaz, teniendo en cuenta que el prototipo obtenido se utilizará para entrenamiento. Los parámetros dinámicos, como inercias y masas de los cuerpos que conforman la interfaz háptica propuesta, se obtuvieron mediante el uso de SolidWorks® un software de diseño asistido por computadora - CAD para modelado mecánico en 3D.

Obtenido el modelo en 3D, se comprobó que también tuviera la capacidad dinámica para moverse como lo haría en una cirugía real como la colecistectomía. Para lo cual se usaron trayectorias de procesos quirúrgicos de una colecistectomía y se sintonizó el sistema de control por par calculado (CTC) usando dichas trayectorias cartesianas de prueba. Para la simulación se utilizó Matlab® lo que permitió establecer que el error en el seguimiento de la colecistectomía se encuentra por debajo del medio milímetro, reconociendo el potencial de la interfaz háptica propuesta para realizar la simulación de una cirugía laparoscópica.

Las pruebas realizadas demuestran el buen desempeño de la interfaz háptica como dispositivo de retroalimentación de fuerzas, y el potencial de la misma para ser utilizada en simuladores quirúrgicos.

Este proyecto podría articularse a un simulador para laparoscopia, que implemente modelos de órganos humanos y que permita incluir otros procedimientos de cirugía mínimamente invasiva o a un robot porta-endoscopio que controle la ubicación de la cámara de video indispensable en estos procedimientos, para posteriormente iniciar la construcción de un prototipo físico y efectuar pruebas reales.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] C. Våpenstad and S. N. Buzink, "Procedural virtual reality simulation in minimally invasive surgery," *Surg. Endosc.*, vol. 27, no. 2, pp. 364–377, Feb. 2013.
- [2] C. Monserrat, O. López, U. Meier, M. Juan, V. Grau, J. Gil, J. Lozano, and M. Alcañiz, "Informed2002 IX Congreso Nacional de Informática Médica GeRTiSS: SIMULADOR QUIRÚRGICO VIRTUAL PARA EL ENTRENAMIENTO EN CIRUGÍAS MÍNIMAMENTE INVASIVAS," *Autores científico-técnicos y académicos - ACTA*, pp. 121–131, 2004.
- [3] F. Hennecke, A. Hang, H. Richter, and A. Butz, "Over Distance," *Over Distance*, pp. 1–63, 2012.
- [4] V. Zasulich, P. Ariza, and M. Santís-Chaves, "INTERFACES HÁPTICAS: SISTEMAS CINESTÉSICOS VS. SISTEMAS TÁCTILES," *Rev. EIA*, vol. 1326, no. 4, pp. 4488–388, 2016.
- [5] J. W. Genoy Muñoz, L. F. Rodríguez Ortiz, and S. A. Salinas, "Interfaz háptica de cuatro grados de libertad para aplicaciones quirúrgicas.," *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 5, no. 9, pp. 35–42, 2011.
- [6] S. Díaz, M. J. Correa, L. Marcela Giraldo, D. Carolina Ríos, F. Solórzano, J. D. Wolff, R. Londoño, J. D. Martínez, R. Matallana, and F. Vanegas, "Experiencia en colecistectomía por laparoscopia en la Clínica Universitaria CES," *Rev. Colomb. Cirugía*, vol. 27, pp. 275–80, 2012.
- [7] P. L. Youngblood, S. Srivastava, M. Curet, W. L. Heinrichs, P. Dev, and S. M. Wren, "Comparison of training on two laparoscopic simulators and assessment of skills transfer to surgical performance.," *J. Am. Coll. Surg.*, vol. 200, no. 4, pp. 546–51, Apr. 2005.
- [8] OPTI - (Observatorio de Prospectiva, Tecnológica Industrial), FENIN - (Federación Española de Empresas de, and T. Sanitaria), *El futuro de la Cirugía Mínimamente Invasiva. Tendencias tecnológicas a mediano y largo Plazo*. 2004.
- [9] G. R. A. A. C. D. E. Tripoloni, "Técnica de la Colecistectomía Laparoscópica," *Planta*, vol. IV, no. 450. pp. 1–11, 2014.
- [10] W. E. Kelley, "The Evolution of Laparoscopy and the Revolution in Surgery in the Decade of the 1990s," *JLS*, vol. 12, no. 4, pp. 351–357, 2008.
- [11] C. Ministerio de Salud, "Colecistectomía Preventiva en Adultos de 35 - 49 años," *Ser. Guías clínicas Minsal*, 2010.
- [12] G. Gilberto, L. G. Abel, and C. C. Sergio, "Instrumental básico y especializado

en la colecistectomía video laparoscópica,” 2012. [Online]. Available: http://www.revmatanzas.sld.cu/revista_medica/ano_2012/vol1_2012/tema08.htm. [Accessed: 08-Jun-2017].

- [13] J. I. Rodríguez-García, E. Turienzo-Santos, G. Vigal-Brey, and A. Brea-Pastor, “Formación quirúrgica con simuladores en centros de entrenamiento,” *Cir. Esp.*, vol. 79, no. 6, pp. 342–348, 2006.
- [14] B. P. Blanco, J. Andrés, F. Alvarado, M. M. Leandro, X. Moya, J. N. González, M. P. González, and J. F. Quirós-montero, “Colecistectomía Laparoscópica Y La Entrenamiento En Cirugía Mínimamente Invasiva , a Propósito De Su Reciente,” vol. 30, no. 1, pp. 73–82, 2013.
- [15] C. E. Buckley, E. Nugent, D. Ryan, and P. C. Neary, “Virtual Reality – A New Era in Surgical Training,” in *“Virtual Reality in Psychological, Medical and Pedagogical Applications,”* vol. 7, 2012, pp. 139–166.
- [16] A. M. Derossis MD, G. M. Fried MD, M. Abrahamowicz PhD, H. H. Sigman MD, J. S. Barkun MD, and J. L. Meakins MD, “Development of a Model for Training and Evaluation of Laparoscopic Skills ¹,” *Am. J. Surg.*, vol. 175, no. 6, pp. 482–487, Jun. 2017.
- [17] S. Sereno-Trabaldo, J. M. Fregoso-Ambriz, R. Gaxiola-Robles, J. Zermeño-Hernández, J. A. García-Iñiguez, and A. González-Ojeda, “Método de medición del desarrollo de habilidades psicomotoras en las enseñanza de la cirugía endoscópica, con el uso de simulador y piezas biológicas.,” *Cir. Cir.*, vol. 73, no. 2, pp. 113–118, 2005.
- [18] G. L. Adrales, U. B. Chu, D. B. Witzke, M. B. Donnelly, D. Hoskins, M. J. J. Mastrangelo, A. Gandsas, and A. E. Park, “Evaluating minimally invasive surgery training using low-cost mechanical simulations.,” *Surg. Endosc.*, vol. 17, no. 4, pp. 580–585, Apr. 2003.
- [19] E. J. Keyser, A. M. Derossis, M. Antoniuk, H. H. Sigman, and G. M. Fried, “A simplified simulator for the training and evaluation of laparoscopic skills.,” *Surg. Endosc.*, vol. 14, no. 2, pp. 149–153, Feb. 2000.
- [20] M. P. Schijven, J. Jakimowicz, and C. Schot, “The Advanced Dundee Endoscopic Psychomotor Tester (ADEPT) objectifying subjective psychomotor test performance,” *Surg. Endosc. Other Interv. Tech.*, vol. 16, no. 6, pp. 943–948, Jun. 2002.
- [21] M. Gómez-Fleitas, “La necesidad de cambios en la formación y la capacitación quirúrgica: un problema pendiente de resolver en la cirugía endoscópica,” *Cirugía Española*, vol. 77, no. 1, pp. 3–5, 2005.
- [22] O. Henao, J. Escallón, J. Green, M. Farcas, J. M. Sierra, W. Sánchez, and A. Okraïneç, “Fundamentos de cirugía laparoscópica en Colombia empleando telesimulación: una herramienta adicional para la formación integral de

- cirujanos,” *Biomédica*, vol. 33, no. 1, pp. 1–24, 2013.
- [23] L. M. (periodista-E. pulso) González Román, “Telesimulación para entrenamiento en cirugía laparoscópica en el mundo,” *El pulso, periodico para el sector de la salud*, Medellín, Colombia, 05-May-2011.
- [24] “Johnson & Johnson lanzó en Colombia programa de enseñanza en cirugía por laparoscopia.” [Online]. Available: <http://www.catalogodelasalud.com/imprimir/Johnson-y-Johnson-lanzo-en-Colombia-programa-de-ensenanza-en-cirugia-por-laparoscopia+116404>. [Accessed: 08-Jun-2017].
- [25] E. Samur, “State of the art,” in *Performance Metrics for Haptic Interfaces*, Springer, Ed. London, 2012, pp. 3–127.
- [26] J. M. Sabater, “Desarrollo de una interfaz paralela y en experimentación en control de sistemas hápticos y teleoperados,” Miguel Hernández, 2003.
- [27] S. J. Biggs and M. A. Srinivasan, “Haptic Interfaces,” *Interfaces (Providence)*, vol. 43, no. 3, pp. 93–116, 2002.
- [28] M. Zhou, S. Tse, A. Derevianko, D. B. Jones, S. D. Schwaitzberg, and C. G. L. Cao, “Effect of haptic feedback in laparoscopic surgery skill acquisition,” *Surg. Endosc. Other Interv. Tech.*, vol. 26, no. 4, pp. 1128–1134, 2012.
- [29] M. L. Pinto Salamanca, “Análisis E Implementación De Una Interfaz Háptica En Entornos Virtuales,” Nacional de Colombia, 2009.
- [30] C. MARTÍN DOÑATE, “DE INGENIERÍA GRÁFICA INTERFACES HÁPTICOS . APLICACION EN ENTORNOS 2 . Clasificación de los Interfaces Hápticos : Comparativa entre Características del Hardware para la Selección de Interfaces Hápticos,” *Interfaces (Providence)*.
- [31] D. Ricardo, R. Tovar, and S. Alexander, “habilidades para laparoscopia,” pp. 45–55, 2016.
- [32] U. Seibold, “An Advanced Force Feedback Tool Design for Minimally Invasive Robotic Surgery,” Technische Universit“ atM“ unchen, 2012.
- [33] F. G. Hamza-lup, C. M. Bogdan, D. M. Popovici, and O. D. Costea, “A Survey of Visuo-Haptic Simulation in Surgical Training,” *Third Int. Coference Mobile, Hybrid On-line Learn.*, no. c, pp. 57–62, 2011.
- [34] L. Raya González, “Visión global sobre tecnología háptica,” *Autores Científicos - Técnicos y Académicos - ACTA*, pp. 115–122, Nov-2015.
- [35] U. Spaelter, T. Moix, D. Ilic, H. Bleuler, and M. Bajka, “A 4-dof haptic device for hysteroscopy simulation,” *2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (IEEE Cat. No.04CH37566)*, vol. 4. pp. 3257–3263 vol.4, 2004.

- [36] A. Ma and S. Payandeh, "Analysis and Experimentation of a 4-DOF Haptic Device," *2008 Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. pp. 351–356, 2008.
- [37] A. Gupta and M. K. O'Malley, "Design of a haptic arm exoskeleton for training and rehabilitation," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, no. 3. pp. 280–289, 2006.
- [38] M. Stephan, G. Rognini, A. Sengul, R. Beira, L. Santos-Carreras, and H. Bleuler, "Modeling and design of a gripper for a robotic surgical system integrating force sensing capabilities in 4 DOF," *ICCAS 2010*. pp. 361–365, 2010.
- [39] B. K. Song, J. S. Oh, and S. B. Choi, "Design of a New 4-DOF Haptic Master Featuring Magnetorheological Fluid," *Adv. Mech. Eng.*, vol. 2014, 2014.
- [40] Y.-M. Han, S.-B. Choi, and J.-S. Oh, "Tracking controls of torque and force of 4-degree-of-freedom haptic master featuring smart electrorheological fluid," *J. Intell. Mater. Syst. Struct.*, vol. 27, no. 7, pp. 915–924, 2016.
- [41] Y. Li, Z. Yan, H. Wang, Z. Du, and Y. Zhang, "Design and optimization of a haptic manipulator using series-parallel mechanism," *2012 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*. pp. 2140–2145, 2012.
- [42] H. Bassan, A. Talasaz, and R. V Patel, "Design and characterization of a 7-DOF haptic interface for a minimally invasive surgery test-bed," *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. pp. 4098–4103, 2009.
- [43] G. Tholey and J. P. Desai, "A General-Purpose 7 DOF Haptic Device: Applications Toward Robot-Assisted Surgery," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12, no. 6. pp. 662–669, 2007.
- [44] L. Santos-Carreras, A. Sengül, M. Vollenweider, and H. Bleuler, "Multimodal haptic interface for surgical robotics," *2011 4th International Conference on Human System Interactions, HSI 2011*. pp. 60–63, 2011.
- [45] M. Angerilli, A. Frisoli, F. Salsedo, S. Marcheschi, and M. Bergamasco, "Haptic simulation of an automotive manual gearshift," *Proceedings 10th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication. ROMAN 2001 (Cat. No.01TH8591)*. pp. 170–175, 2001.
- [46] O. Publications, "(12) United States Patent," 2014.
- [47] K. Et, "Air Conditioning Control System for Variable Evaporator Temperature," 2009.
- [48] G. Champion, Q. Wang, and V. Hayward, "The pantograph Mk-II: A haptic instrument," *2005 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst. IROS*, pp. 723–728, 2005.

- [49] B. L. Vathan, H. Kumar, and H. B. Issacjohn, "Kinematic Analysis of Five-Bar Mechanism in Industrial Robotics," vol. 2, no. 3, pp. 10–15, 2014.
- [50] L. Birglen, C. Gosselin, N. Pouliot, B. Monsarrat, and T. Laliberte, "SHaDe, a new 3-DOF haptic device," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 18, no. 2, pp. 166–175, 2002.
- [51] M. R. Sirouspour, S. P. DiMaio, S. E. Salcudean, P. Abolmaesumi, and C. Jones, "Haptic interface control-design issues and experiments with a planar device," *Proc. 2000 ICRA. Millenn. Conf. IEEE Int. Conf. Robot. Autom. Symp. Proc. (Cat. No.00CH37065)*, vol. 1, no. April, pp. 789–794, 2000.
- [52] S. Grange, F. Conti, P. Helmer, P. Rouiller, and C. Baur, "The Delta Haptic Device," *Eurohaptics*, pp. 5–7, 2001.
- [53] M. C. Çavuşoğlu, D. Feygin, and F. Tendick, "A Critical Study of the Mechanical and Electrical Properties of the PHANTOM Haptic Interface and Improvements for Highperformance Control," *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 11, no. 6, pp. 555–568, 2002.
- [54] H. Iwata, "Pen-based haptic virtual environment," *Proceedings of IEEE Virtual Reality Annual International Symposium*. pp. 287–292, 1993.
- [55] "The Research Laboratory of Electronics," *Building*, pp. 1946–1946, 1997.
- [56] and F. S. L.J. Stocco, member, IEEE, S.E. Salcudean, member, IEEE, "Optimal Kinematic Design of a Haptic Pen," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 12, no. 3, pp. 269–275, 2007.
- [57] A. Cohen and E. Chen, "Six degree-of-freedom haptic system as a desktop virtual prototyping interface," *Asme Dyn Syst Control Div Publ Dsc.*, vol. 67, no. June 1999, pp. 401–402, 1999.
- [58] G. J. Hamlin and A. C. Sanderson, "TETROBOT: a modular approach to parallel robotics," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 4, no. 1. pp. 42–50, 1997.
- [59] J. William, G. Muñoz, L. Felipe, R. Ortiz, and A. Salinas, "aplicaciones quirúrgicas," pp. 35–42, 2011.
- [60] M. Ueberle and M. Buss, "Design, control, and evaluation of a new 6 DOF haptic device," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, vol. 3. pp. 2949–2954 vol.3, 2002.
- [61] M. Ueberle, N. Mock, and M. Buss, "VISHARD10, a novel hyper-redundant haptic interface," *Proc. - 12th Int. Symp. Haptic Interfaces Virtual Environ. Teleoperator Syst. HAPTICS*, pp. 58–65, 2004.
- [62] J. G. S. Demers, J. M. A. Boelen, and I. P. W. Sinclair, "Freedom 6s force feedback hand controller," *Spro*, vol. 98, no. 1, pp. 19–22, 1998.

- [63] V. Hayward, P. Gregorio, O. Astley, S. Greenish, M. Doyon, L. Lessard, J. McDougall, I. Sinclair, S. Boelen, X. Chen, J.-G. Demers, J. Poulin, I. Benguigui, N. Almey, B. Makuc, and X. Zhang, "Freedom-7: A high fidelity seven axis haptic device with application to surgical training," pp. 443–456, 1998.
- [64] C. Martín Doñate, "Interfaces hápticos. Aplicación en entornos virtuales.," *XVI Congreso Internacional de Ingeniería Gráfica*, Jaén, España, pp. 1–9, Jun-2004.
- [65] W. Khalil and J. Kleinfinger, "A new geometric notation for open and closed-loop robots," in *Proceedings. 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1986, vol. 3, no. 1, pp. 1174–1179.
- [66] D. E. Khalil, W., *Modeling, Identification and Control of Robots*, First Edit. Taylor & Francis, Inc. Bristol, PA, USA, 2002.
- [67] W. Khalil and D. Creusot, "Symoro+: a System for the Symbolic Modelling of Robots," *Robotica*, vol. 15, no. April, pp. 153–161, 1997.
- [68] O. A. Vivas Albán, *Diseño Y Control De Robots Industriales: Teoría Y Práctica*. 2010.
- [69] S. A. Salinas, "Modelado, simulación en 3d y control de un robo para cirugía laparoscopica," Universidad del Cauca, 2009.
- [70] S. A. ; Salinas and V. A. OscarAndrés, "MODELADO , SIMULACIÓN Y CONTROL DEL ROBOT PARA CIRUGÍA LAPAROSCÓPICA ' LAPBOT ' MODELING , SIMULATION AND CONTROL OF SURGICAL LAPAROSCOPIC ROBOT ' LAPBOT ,'" vol. 17, pp. 317–328, 2009.
- [71] J. A. (Cirujano D. y E. Marín, "Técnica: La Colectectomía Laparoscópica Estándar," *Técnica: La Colectectomía Laparoscópica Estándar*, 2000. [Online]. Available: <http://drmarin.galeon.com/cctlap.htm>. [Accessed: 05-Aug-2017].
- [72] "CIRUGIA HEPATOBILIOPANCREÁTICA VIA BILIAR. GENERALIDADES: REQUISITOS TÉCNICOS y FÍSICOS SUGERIDOS y ENTRENAMIENTO y CAPACITACIÓN SUGERIDA. COLECISTECTOMÍA LAPAROSCOPICA."
- [73] O. A. Vivas Albán, *Diseño Y Control De Robots Industriales: Teoría Y Práctica*. Elaleph.com S.R.L., 2010.
- [74] W. Khalil, A. Vijayalingam, B. Khomutenko, I. Mukhanov, P. Lemoine, and G. Ecorchard, "OpenSYMORO: An open-source software package for Symbolic Modelling of Robots OpenSYMORO: An open-source software package for Symbolic Modelling of Robots," *IEEE/ASME Int. Conf. Adv. Intell. Mechatronics*, pp. 1206–1211, 2014.
- [75] I. y C. A. Vivas (Universidad del Cauca/Departamento de Electrónica,

“ROBÓTICA PARALELA: APLICACIONES INDUSTRIALES, MODELADO Y CONTROL Andrés Vivas,” 1989.

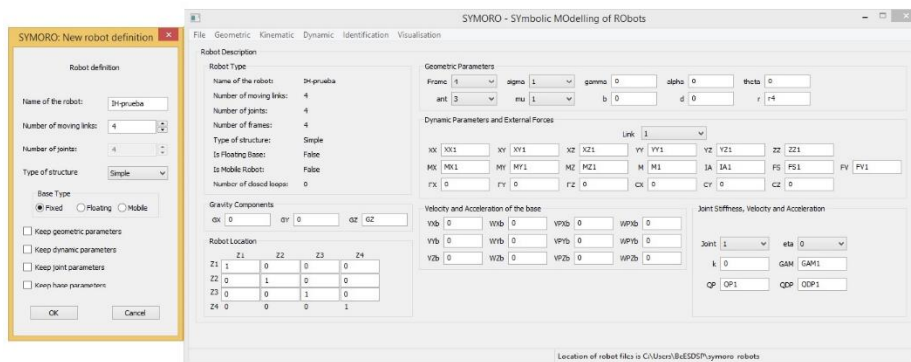
- [76] A. N. Alper, S. Prof, and E. C. Submitted, “DETERMINATION OF OPTIMUM CONTROL PARAMETERS OF PI (PROPORTIONAL INTEGRAL) CONTROLLER IN FEEDBACK CONTROLLER SYSTEMS BY NEW CORRELATIONS GERİ BESLEMELİ KONTROL SİSTEMLERİNDE PI (ORANSAL İNTEGRAL) KONTROL EDİCİNİN OPTİMUM,” Institute of Sciences of Hacettepe University, 2013.
- [77] J. W. Genoy, L. F. Rodríguez, and S. A. Salinas, “Interfaz háptica de cuatro grados de libertad para aplicaciones quirúrgicas,” *Rev. Ing. Biomédica*, vol. 5, no. 9, pp. 35–42, 2011.
- [78] O. A. Vivas, C. F. Rengifo, and V. H. Mosquera, “Simulador quirúrgico para operaciones de laparoscopia utilizando interfaces hápticas,” in *CIE2011 Háptica*, 2011, pp. 1–4.
- [79] Y. Estiven and O. Bravo, “Tecnura,” vol. 21, pp. 33–40, 2017.
- [80] A. Ma and S. Payandeh, “Analysis and experimentation of a 4-DOF haptic device,” *Symp. Haptics Interfaces Virtual Environ. Teleoperator Syst. 2008 - Proceedings, Haptics*, pp. 351–356, 2008.
- [81] R. Van Der Linde, P. Lammertse, E. Frederiksen, and B, “The HapticMaster, a new high-performance haptic interface,” *Proc. EuroHaptic, Edinburgh, UK*, pp. 1–5, 2002.
- [82] M. Vicentini, S. Galvan, D. Botturi, and P. Fiorini, “Evaluation of force and torque magnitude discrimination thresholds on the human hand-arm system,” *ACM Trans. Appl. Percept.*, vol. 8, no. 1, pp. 1–16, 2010.

ANEXO I: OPENSYMORO

El paquete de software SYMORO se compone de cinco subpaquetes diferentes. Que son: *symoroutils*, *pysymoro*, *symoroui*, *symoroviz* y *symorooptim*; los cuales pueden depender de otro subpaquete(s).

- A. *Symoroutils*: este paquete, contiene los módulos de utilidad para funciones matemáticas y manejo de archivos, que incluyen las funciones para realizar el análisis de archivos que se utilizan para cargar datos de robot en el entorno.
- B. *Pysymoro*: Los algoritmos que se utilizan para generar los diferentes modelos que se pueden obtener con SYMORO están contenidos en este paquete. Las estructuras de datos usadas para almacenar los datos y modelos del robot están presentes en este paquete. Que a su vez hace uso de *SymPy* y *NumPy* para realizar los cálculos simbólicos y numéricos.
- C. *Symoroui*: el paquete *symoroui* proporciona la interfaz gráfica de usuario para el software SYMORO. La cual fue creada usando *wxPython4* se muestra en la Figura 1. Este paquete permite definir los parámetros necesarios para el cálculo de diferentes modelos. Esta interfaz también se usa para ejecutar cualquier modelo deseado.

Figura 1. Creación del robot IH-prueba (interfaz háptica propuesta en este documento) en Symoro.

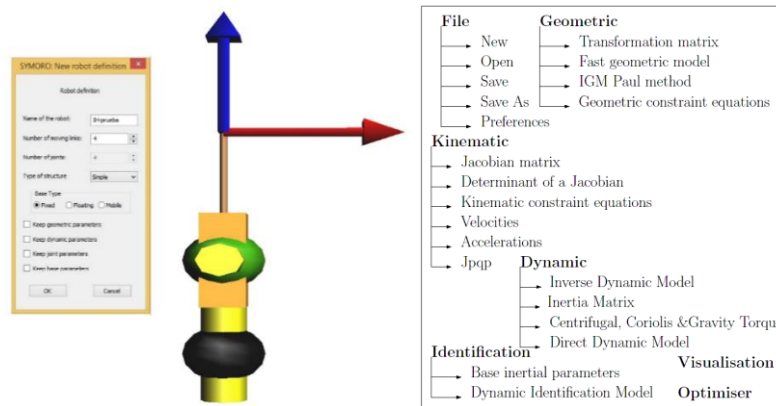


- D. *Symorooptim*: el objetivo de este paquete es generar modelos optimizados en forma simbólica. Estos modelos optimizados reducen el número total de operaciones (adición y multiplicación) necesarios para calcular los modelos respectivos mediante el uso de variables intermedias. La salida de los modelos optimizados se puede obtener en un formato que sea compatible con *C*, *Python*, *Matlab*, de modo que el modelo generado puede ser utilizado

directamente por estos sistemas.

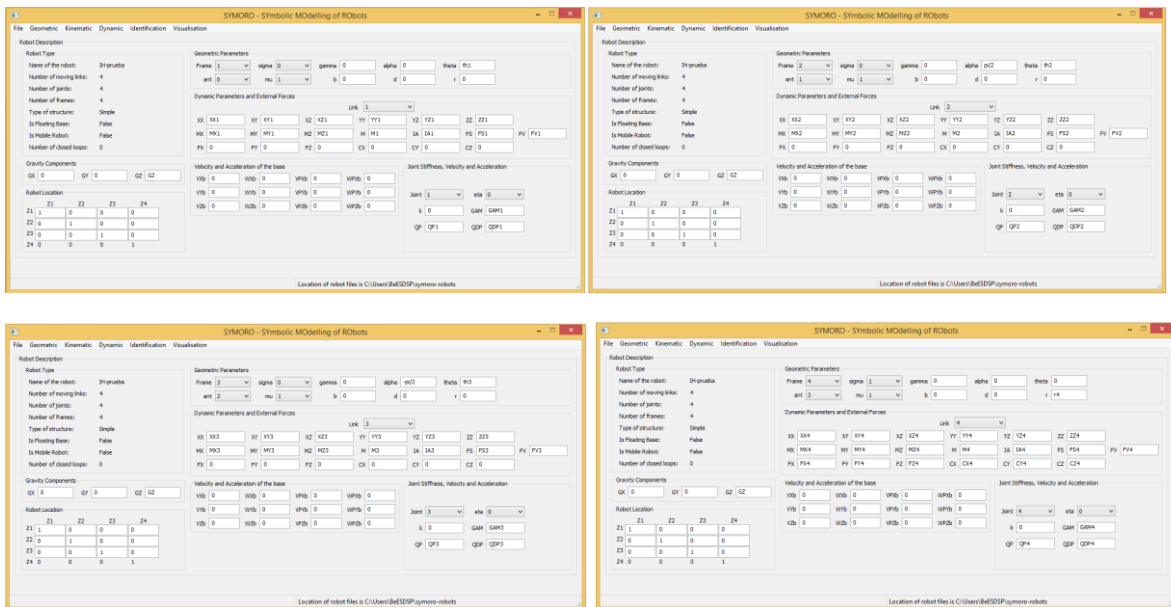
- E. Symoroviz: Este paquete desarrollado utilizando el puerto Python de OpenGL ayuda con la visualización de robots. Como se puede ver en la figura 2, además de dibujar las articulaciones del robot, también dibuja los enlaces correspondientes a cada unión según el método modificado de *Denavit y Hartenberg* propuesto por Khalil y Kleinfinger [65].

Figura 2. Imagen del ensamblaje del robot IH-prueba y menú disponible en Symoro.



- F. Parámetros geométricos: Los parámetros geométricos definen la estructura cinemática del robot, tipos de articulaciones y la ubicación de los segmentos de un enlace con respecto al anterior. Como se muestra en la figura 3. Como se explicó en la sección 3.3 y se mostró en la tabla 8.

Figura 3. Parámetros geométricos para cada articulación del robot IH-prueba



Se ingresa la tabla de parámetros geométricos una articulación a la vez como se muestra en la figura 4. A partir de allí SYMORO empieza a entregar los archivos que posteriormente serán necesarios para el modelamiento del robot:

- ✓ ir4DoF_par-txt: parámetros geométricos (tabla 8) Figura 4
- ✓ ir4DoF_trm.txt: matriz de transformación de donde se obtiene la matriz de orientación del manipulador (sección 3.3.1). Figura 5
- ✓ ir4DoF_regp.txt: IGM Paul, que corresponde al modelo geométrico inverso obtenido mediante el método de Paul (sección 3.3.2). Figura 6

Figura 4. Matriz de transformación del robot IH-prueba

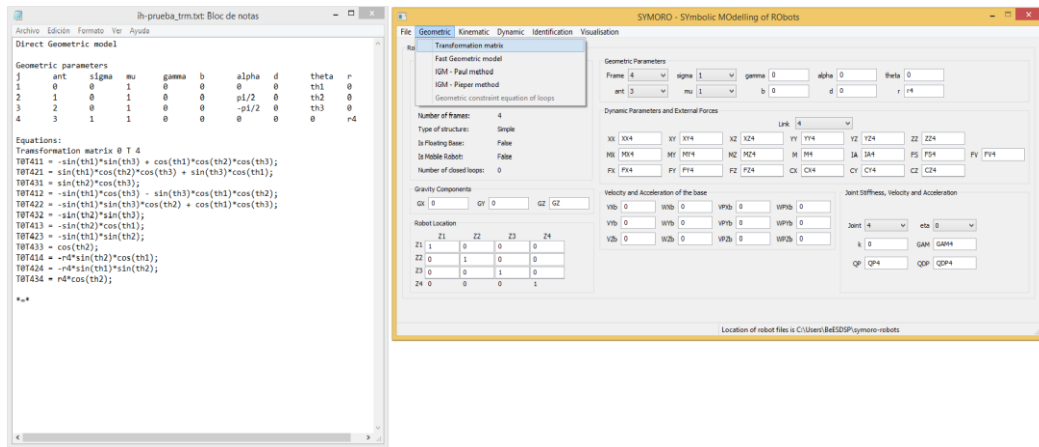
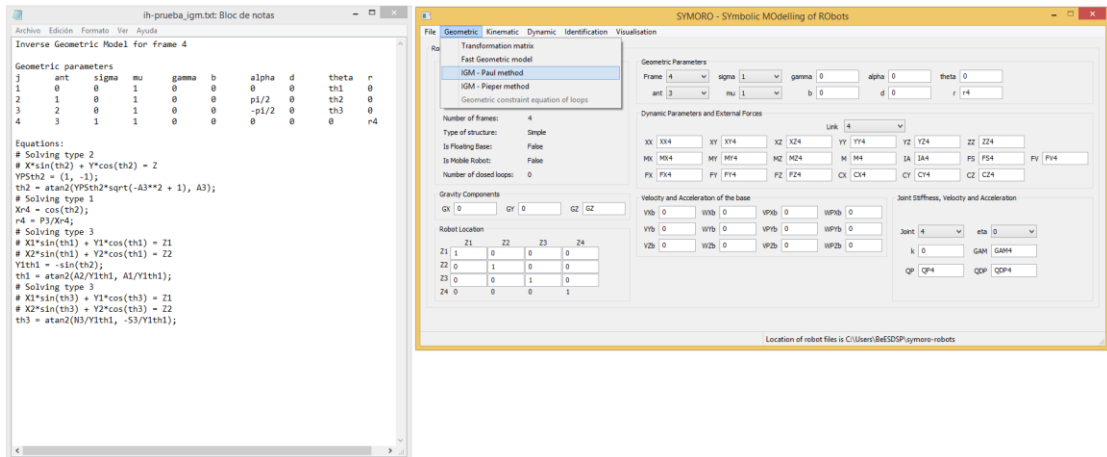


Figura 5. Calculo del modelo geométrico inverso del robot IH-prueba



G. Cinemática del Robot: en este menú se general los archivos de velocidades y aceleraciones:

Figura 6. Vista del archivo *ir4DoF_base_vel.txt*:

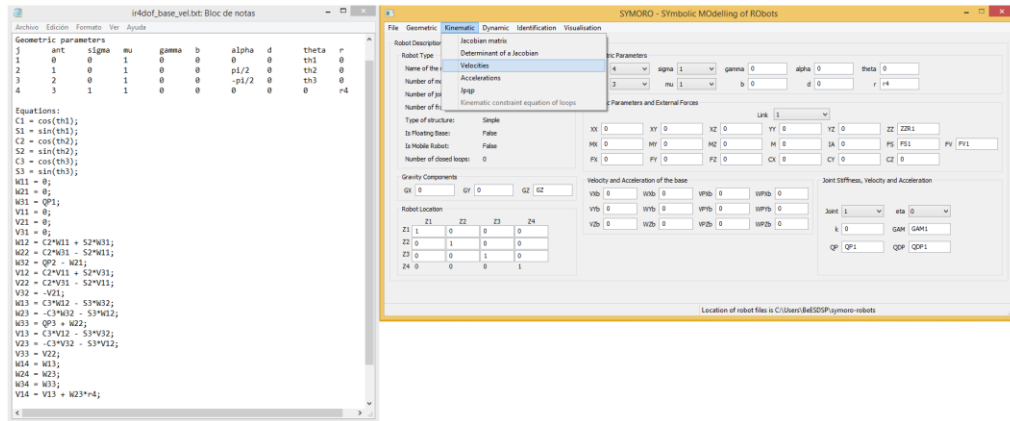
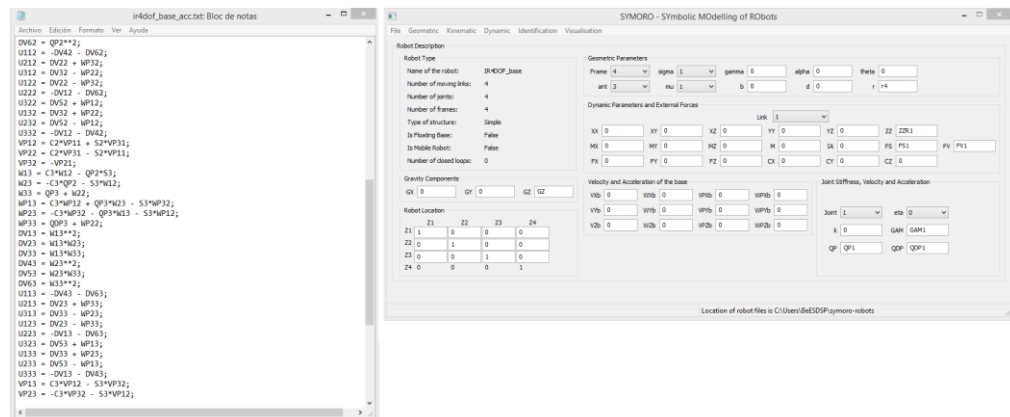


Figura 7. Vista del archivo *ir4DoF_base_acc.txt*:



H. Modelos Dinámicos del Robot: Los modelos dinámicos, permiten la simulación y control del robot, relacionan los pares o motores con las posiciones, velocidades y aceleraciones articulares, para obtenerlos es necesario identificar los parámetros inerciales de base, para lo cual SYMORO aporta los siguientes archivos:

- ✓ *ir4DoF_base_inm.txt*: matriz de inercia.
- ✓ *ir4DoF_base_idm.txt*: modelo dinámico inverso.
- ✓ *Ir4DoF_base_idd.txt*: modelo dinámico directo.
- ✓ *Ir4DoF_base_ccg.txt*: fuerzas centrífugas, Coriolis y gravedad.

Figura 8. Vista del menú Dynamic en SYMORO de donde se extrae la información útil para los cálculos de los modelos dinámicos.

