



UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN

CAMPUS LOMA BONITA

INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**ESTIMACIÓN DE FUERZAS QUE INTERACTÚAN
DURANTE LA INSERCIÓN DE UNA AGUJA
QUIRÚRGICA EN TEJIDO BLANDO**

Tesis profesional para obtener el título de

INGENIERA EN MECATRÓNICA

Presenta:

C. VIOLETA TERRONES NAVARRO

Director de tesis:

M. en C. Esteban Chávez Conde

LOMA BONITA, OAXACA, MÉXICO, 2018



UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN
Campus Loma Bonita

INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

LA PRESENTE TESIS TITULADA “ESTIMACIÓN DE FUERZAS QUE INTERACTÚAN DURANTE LA INSERCIÓN DE UNA AGUJA QUIRÚRGICA EN TEJIDO BLANDO”, PRESENTADA POR LA SUSTENTANTE DE LICENCIATURA C. VIOLETA TERRONES NAVARRO BAJO LA DIRECCIÓN DEL M.C. ESTEBAN CHÁVEZ CONDE, HA SIDO REVISADA Y ACEPTADA POR EL COMITÉ EXAMINADOR PARA SER DEFENDIDA EN EL EXAMEN PROFESIONAL Y OBTENER EL TÍTULO DE INGENIERA EN MECATRÓNICA.

M. en C. José Luis Nájera Sánchez
Jefe de la Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

M. en C. Esteban Chávez Conde
Director de Tesis

Dr. Mauro Sánchez Sánchez
Presidente



Dr. Álvaro Cabrera Amado
Secretario

M. en C. Esteban Chávez Conde
Vocal

Loma Bonita, Oaxaca, México. Enero 2018.

Tesis de Licenciatura

Estimación de Fuerzas que interactúan
durante la Inserción de una Aguja Quirúrgica
en Tejido Blando

Tesis de Licenciatura: Estimación de Fuerzas que interactúan durante la Inserción de una Aguja Quirúrgica en Tejido Blando.

Tesista: C. Violeta Terrones Navarro.

Director de Tesis: M. en C. Esteban Chávez Conde.

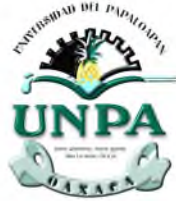
Ingeniería en Mecatrónica.

Universidad del Papaloapan Campus Loma Bonita.

Loma Bonita, Oaxaca. México.

Enero del 2018.

Documento elaborado en Scientific WorkPlace (marca de MacKichan Software, Inc.).
MATLAB y Simulink son marcas registradas de MathWorks, Inc.



UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN
CAMPUS LOMA BONITA

INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

Estimación de Fuerzas que interactúan durante la
Inserción de una Aguja Quirúrgica
en Tejido Blando

Tesis que presenta la

C. Violeta Terrones Navarro

Para obtener el título de Licenciatura
en la especialidad de

Ingeniería en Mecatrónica

Director de Tesis:
M. en C. Esteban Chávez Conde

Loma Bonita, Oaxaca, México, 2018.

Dedicatoria

A mi Madre, Leonora Navarro Hernández, por su apoyo incondicional, por sus consejos, por la constante motivación, pero sobre todo por su amor, que me ha dado la fortaleza para salir adelante y cumplir cada una de mis metas.

Agradecimientos

A la Universidad del Papaloapan Campus Loma Bonita, por haberme dado la oportunidad de cursar mis estudios de educación superior.

Al M. en C. Esteban Chávez Conde, por haber aceptado ser mi director de tesis y permitirme desarrollar este proyecto, por brindarme su apoyo, paciencia y confianza. Gracias por todo el conocimiento compartido.

A los Profesores: Dr. Álvaro Cabrera Amado, Dr. Mauro Sánchez Sánchez y al Dr. Francisco Gutiérrez Zainos, por haber aceptado ser parte del jurado y por las sugerencias realizadas al presente trabajo de tesis.

A los Profesores involucrados en mi formación y desarrollo académico, gracias por brindarme las armas necesarias para desempeñarme en ésta carrera.

Resumen

La robótica médica es un campo interdisciplinario que surgió por la necesidad de mejorar los procedimientos quirúrgicos. Las prácticas percutáneas se encuentran entre los procedimientos más comunes en el área médica, donde la exactitud de la inserción percutánea juega un papel relevante en la precisión de los diagnósticos al realizar biopsias, en la aplicación de anestesia, en la administración de medicamentos o la aspiración de fluidos. Por ésta razón, el modelado de las fuerzas que interactúan durante la inserción de una aguja, se ha convertido en un tema de interés para los investigadores e ingenieros; ya que con ello se promueve el desarrollo de simuladores que permitan a médicos sin experiencia, practicar y familiarizarse con los instrumentos y equipos antes de tratar con un paciente real; así como el desarrollo de sistemas robóticos más versátiles y de menor costo para la asistencia médica.

El tejido blando al igual que cualquier otro material, produce una respuesta al ser sometido a esfuerzos. En el análisis del fenómeno de la interacción aguja-tejido blando, se pueden diferenciar cuatro fases durante el proceso de inserción. La Fase inicial es cuando el tejido se encuentra sin deformación. La Fase 1 es cuando se ejerce una fuerza de empuje en la aguja, y se inicia la deformación del tejido de acuerdo a su rigidez biomecánica sin llegar a la ruptura. La Fase 2 ocurre cuando la aguja se inserta en el tejido y durante el contacto se produce una fuerza de corte. Como la aguja queda envuelta por el tejido, también se produce una fuerza de fricción. Finalmente, la Fase 3 es cuando se extrae la aguja; la fuerza de fricción está presente y ocurre una nueva deformación en el tejido en dirección de salida de la aguja.

En este trabajo de tesis han sido consideradas las Fases 1 y 2, tomando en cuenta modelos matemáticos conocidos y que han sido validados a partir de las características de muestras como el hígado bovino, área abdominal y tejido artificial. Se emplearon dos metodologías para la estimación en línea de las fuerzas involucradas en la interacción aguja-tejido: Un observador de perturbación (basado parcialmente en el Observador Proporcional Integral Generalizado), y un método Algebraico; para estimar la fuerza de rigidez del tejido antes de la punción (Fase 1), así como las fuerzas de fricción y corte durante la inserción (Fase 2). Se ha considerado que son conocidas la fuerza ejercida para insertar la aguja, la posición de la punta de la aguja y la deformación del tejido. Se programaron los modelos matemáticos y los métodos de estimación en el programa MATLAB\Simulink, obteniendo resultados de simulación satisfactorios.

Abstract

Medical robotics is an interdisciplinary field that arose because of the need for improvement in surgical procedures. Percutaneous practices are among the most common procedures in the medical area, where the accuracy of percutaneous insertion plays an important role in the accuracy of diagnoses when performing biopsies, in the application of anesthesia, in the administration of medications or aspiration of fluids. For this reason, the modeling of the forces that interact during the insertion of a needle has become a topic of interest for researchers and engineers; since it promotes the development of simulators that allow inexperienced doctors to practice and familiarize themselves with instruments and equipment before dealing with a real patient; as well as the development of more versatile and less expensive robotic systems for medical care.

Soft tissue, just like any other material, produces a response when subjected to force. In the analysis of the needle-soft tissue interaction, four phases can be differentiated during the insertion process. The initial phase is when the tissue is found without deformation. Phase 1 begins when a pushing force is exerted on the needle, and the deformation of the tissue is initiated according to its biomechanical stiffness without reaching the rupture. Phase 2 occurs when the needle is inserted into the tissue and during the contact a tip force is produced. As the needle is wrapped around the tissue, a friction force also occurs. Finally, Phase 3 is when the needle is withdrawn; the friction force is present and new deformation occurs in the tissue in the direction of the removal of the needle.

Phases 1 and 2 have been considered in this project, taking into account known mathematical models that have been validated from the characteristics of the samples such as bovine liver, abdominal area and artificial tissue. Two methodologies were used for the online estimation of the forces involved in the needle-tissue interaction: A disturbance observer (based partially on the Generalized Integral Proportional Observer), and an Algebraic method; to estimate the stiffness of the tissue before the puncture (Phase 1), as well as the friction and tip forces during insertion (Phase 2). The force exerted to insert the needle, the position of the needle tip and the deformation of the tissue has been acknowledged. Mathematical models and estimation methods were programmed in the MATLAB\Simulink program, obtaining satisfactory simulation results.

Índice general

Dedicatoria	I
Agradecimientos	III
Resumen	v
Abstract	VII
1. Introducción	1
1.1. Marco teórico	1
1.2. Planteamiento del problema	3
1.3. Justificación	4
1.4. Estado del arte	4
1.5. Hipótesis y predicciones	6
1.6. Objetivos	6
1.6.1. Objetivo general	6
1.6.2. Objetivos particulares	6
1.7. Organización de la tesis	6
2. Aspectos generales de los Tejidos Biológicos	9
2.1. Tejido	9
2.2. Comportamiento	10
2.3. Hígado	11
2.4. Interacción Aguja-Tejido Blando	12
2.5. Factores relevantes en la Inserción	14
2.5.1. Características de la Aguja	14
2.5.2. Tipo de Tejido	16
2.5.3. Método de Inserción	18
2.5.4. Velocidad de Inserción	19
3. Modelos matemáticos	21
3.1. Introducción	21
3.2. Modelos de la Fase 1	22
3.2.1. Modelo Polinomial de Okamura	22

3.2.2.	Modelo Kelvin-Voigt	24
3.2.3.	Modelo Hunt-Crossley	26
3.3.	Modelo de la Fase 2	27
3.3.1.	Modelo de Fukushima	27
3.4.	Sistema de Inserción	29
3.4.1.	Mecanismo Lineal	30
3.4.2.	Servomecanismo	34
3.4.3.	Dinámica considerada en la interacción Aguja-Tejido Blando	35
3.5.	Propiedades del Sistema de Inserción	37
3.5.1.	Controlabilidad	37
3.5.2.	Observabilidad	38
3.6.	Simulación numérica del Sistema de Inserción	39
3.6.1.	Fase 1: Resultados de la fase viscoelástica del tejido blando	39
3.6.2.	Fase 2: Resultados de la fase de ruptura del tejido blando	55
4.	Estimación de Fuerzas en la Inserción de una Aguja en Tejido Blando	59
4.1.	Introducción	59
4.1.1.	Observador de Perturbación	61
4.1.2.	Método Algebraico	64
4.2.	Diseño del Observador de Perturbación de Cuarto Orden	67
4.3.	Diseño del Observador de Perturbación de Sexto Orden	70
4.4.	Método Algebraico para la Identificación de Parámetros	73
4.5.	Resultados de Simulación Numérica de la Fase 1	75
4.5.1.	Modelo Polinomial de Okamura	75
4.5.2.	Modelo Kelvin-Voigt	79
4.5.3.	Modelo Hunt-Crossley	86
4.6.	Resultados de Simulación Numérica de la Fase 2	90
4.6.1.	Modelo de Fukushima	90
4.7.	Síntesis de resultados	96
5.	Diseño conceptual del Sistema de Inserción	97
5.1.	Introducción	97
5.1.1.	Revisión de prototipos de inserción	97
5.1.2.	Subsistemas que conforman al sistema de inserción	100
5.1.3.	Puntos críticos en el desarrollo del concepto de diseño	101
5.1.4.	Especificaciones del Sistema	101
5.2.	Diseño Conceptual	102
5.2.1.	Generación de Alternativas	102
5.2.2.	Prototipo Virtual	103
5.2.3.	Componentes del Sistema	105
5.2.4.	Elementos mecánicos comerciales	107
5.2.5.	Actuador y Sensores	108

6. Conclusiones y Perspectivas	111
6.1. Conclusiones generales	111
6.2. Trabajo futuro	114
Bibliografía	114
Apéndice	122
A. Diagramas de Simulación	123
A.1. Modelos Matemáticos	123
A.1.1. Fase 1	123
A.1.2. Fase 2	125
A.1.3. Mecanismo Lineal	125
A.1.4. Dinámica completa de interacción Aguja-Tejido Blando	126
A.2. Estimación de Fuerzas	127
A.2.1. Observador de Perturbación	127
A.2.2. Método Algebraico	127
B. Diseño Conceptual	129
B.1. Dibujos Técnicos	129

Índice de figuras

1.1. (a) Sistema quirúrgico da Vinci: Robot para cirugías (Cortesía de Intuitive Surgical, Inc.). (b) Juego de instrumentos para cirugía Laparoscópica (Cortesía de MedicalExpo Co.).	2
1.2. NeuroVR: Simulador para prácticas neuroquirúrgicas (Cortesía de CAE Healthcare Co.).	3
2.1. Diagrama esquemático de una curva de esfuerzo-deformación típica para la piel, que muestra la morfología asociada de la fibra de colágeno (Cortesía de Holzapfel en [33]).	11
2.2. Proceso de inserción de una aguja en tejido blando.	12
2.3. Comportamiento de la fuerza de inserción de una aguja en tejido blando (Cortesía de Barbé <i>et al.</i> , en [7]).	13
2.4. Formas básicas de la punta de la aguja (de izquierda a derecha): Roma, Biselado, Cónica, Sprotte, Diamante y Tuohy (Cortesía de van Gerwen <i>et al.</i> , en [27]).	15
3.1. Posición del tejido durante el proceso de interacción.	22
3.2. Modelo Polinomial de Okamura: (a) Deflexión del Hígado 1 al guiar la aguja a una velocidad constante. (b) Deflexión del Hígado 2 al guiar la aguja a una velocidad constante.	23
3.3. Aguja instrumentada en el efector final del dispositivo háptico PHANToM (Cortesía de Barbé <i>et al.</i> , en [7]).	24
3.4. Diagrama esquemático de la dinámica <i>viscoelástica</i> del tejido blando (Cortesía de Barbé <i>et al.</i> , en [7]).	25
3.5. Modelo reológico de Kelvin-Voigt: Deflexión del tejido al guiar la aguja con una velocidad constante.	25
3.6. Modelo reológico de Hunt-Crossley: Deflexión del tejido al guiar la aguja con una velocidad constante.	26
3.7. Composición de la aguja coaxial (Cortesía de Fukushima <i>et al.</i> , en [25]).	27
3.8. Fuerzas que actúan sobre la aguja durante la inserción (Cortesía de Fukushima <i>et al.</i> , en [25]).	27
3.9. Modelo de Fukushima: Fuerza de corte + fricción <i>versus</i> desplazamiento de la aguja, en un tejido artificial basado en silicona, al aplicar una fuerza de inserción constante.	28

3.10. Sistema de inserción de aguja en tejido blando.	29
3.11. Subsistemas que componen al sistema de inserción: (A) Mecanismo Lineal, (B) Mecanismo de Inserción.	29
3.12. Diagrama esquemático del mecanismo lineal.	30
3.13. Respuesta del Mecanismo Lineal en lazo abierto: (a) Corriente de armadura. (b) Velocidad del tornillo de potencia.	33
3.14. Diagrama de bloques del lazo de control del mecanismo lineal.	34
3.15. Respuesta del Servomecanismo: (a) Fuerza deseada <i>versus</i> Fuerza de Inserción. (b) Corriente deseada <i>versus</i> Corriente de armadura. (c) Señal de error del controlador.	35
3.16. Dinámica considerada en la interacción aguja-tejido blando.	36
3.17. Esquema empleado en la simulación numérica para el análisis de la dinámica de interacción aguja-tejido blando.	40
3.18. Modelo Okamura (H1): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción constante.	40
3.19. Modelo Okamura (H1): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de Inserción tipo Rampa.	41
3.20. Modelo Okamura (H1): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Sinusoidal.	42
3.21. Modelo Okamura (H1): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción con perfil polinomial de Bézier.	43
3.22. Modelo Okamura (H2): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Constante.	44
3.23. Modelo Okamura (H2): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción tipo Rampa.	45
3.24. Modelo Okamura (H2): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Sinusoidal.	46
3.25. Modelo Okamura (H2): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de Inserción con perfil polinomial de Bézier.	47
3.26. Modelo K-V: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de in- serción Constante.	48
3.27. Modelo K-V: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de in- serción tipo Rampa.	49
3.28. Modelo K-V: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de in- serción Sinusoidal.	50
3.29. Modelo K-V: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de in- serción con perfil polinomial de Bézier.	51
3.30. Modelo H-C: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de in- serción tipo Rampa.	52
3.31. Modelo H-C: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de in- serción Sinusoidal.	53
3.32. Modelo H-C: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de in- serción con perfil polinomial de Bézier.	54

3.33. Modelo Fukushima: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Constante.	55
3.34. Modelo Fukushima: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Constante.	56
3.35. Modelo Fukushima: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción tipo Rampa.	57
3.36. Modelo Fukushima: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción con perfil polinomial de Bézier.	58
4.1. Diagrama de bloques del esquema de estimación la fuerza de interacción global usando el Observador de Perturbación.	60
4.2. Diagrama de bloques del esquema de estimación de las fuerzas individuales de interacción mediante el método Algebraico.	60
4.3. Estimación de Parámetros del modelo M-R-A: a) Estimación del coeficiente de Amortiguamiento. b) Estimación de la constante de Rigidez.	66
4.4. Modelo Okamura: Estimación del Observador de Cuarto Orden ante una fuerza de inserción Constante.	76
4.5. Modelo Okamura: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo Rampa.	77
4.6. Modelo Okamura: Estimación del Observador de Cuarto Orden ante una fuerza de entrada Sinusoidal.	78
4.7. Modelo Okamura: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo polinomio de Bézier.	79
4.8. Modelo K-V: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada Constante.	80
4.9. Modelo K-V: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo Rampa.	81
4.10. Modelo K-V: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada Sinusoidal.	82
4.11. Modelo K-V: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo polinomio de Bézier.	83
4.12. Modelo K-V: Identificación de Parámetros al aplicar una fuerza de inserción Constante.	84
4.13. Modelo K-V: Identificación de Parámetros al aplicar una fuerza de inserción tipo Rampa.	85
4.14. Modelo K-V: Identificación de Parámetros al aplicar una fuerza de inserción Sinusoidal.	85
4.15. Modelo K-V: Identificación de Parámetros al aplicar una fuerza de inserción con perfil polinomial de Bézier.	86
4.16. Modelo H-C: Estimación del Observador de Cuarto Orden ante una fuerza de entrada tipo Rampa.	87
4.17. Modelo H-C: Estimación del Observador de Cuarto Orden ante una fuerza de entrada Sinusoidal.	88

4.18. Modelo H-C: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo polinomio de Bézier.	89
4.19. Modelo Fukushima: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada Constante.	91
4.20. Modelo Fukushima: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo Rampa.	92
4.21. Modelo Fukushima: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo polinomio de Bézier.	93
4.22. Modelo Fukushima: Identificación de Parámetros ante una fuerza de inserción Constante.	94
4.23. Modelo Fukushima: Identificación de Parámetros ante una fuerza de inserción tipo Rampa.	95
4.24. Modelo Fukushima: Identificación de Parámetros ante una fuerza de inserción con perfil Polinomial de Bézier.	95
5.1. Configuraciones Experimentales de Avance Vertical.	98
5.2. Configuraciones Experimentales de Avance Horizontal.	99
5.3. Diagrama morfológico para el prototipo deseado.	102
5.4. Boceto del sistema de inserción.	103
5.5. Sistema de inserción.	103
5.6. Vista explosionada del Sistema completo: (a) Base. (b) Mesa Lineal. (c) Sistema de Transmisión (d) Base de acrílico para Sensores.	104
5.7. (a) Base del mecanismo. (b) Chumacera bipartida (inferior). (c) Chumacera bipartida (superior).	105
5.8. Sistema de transmisión por banda síncrona.	106
5.9. (a) Base-soporte para sensores. (b) Soporte para la aguja quirúrgica. (c) Base y soporte para el sensor 1. (d) Base y soporte para el sensor 2.	106
5.10. Husillo de bolas y guías lineales.	107
5.11. Actuador: Servomotor CD ElectroCraft RPP23M.	108
5.12. Celda de carga, Modelo LMC-21023, 100N.	109
5.13. Celda de carga, Pen Type Load Cell PN.	110
A.1. Modelo Polinomial de Okamura: Bloques de Simulación.	123
A.2. Modelo Reológico de Kelvin-Voigt: Bloques de Simulación.	124
A.3. Modelo Reológico de Hunt-Crossley: Bloques de Simulación.	124
A.4. Modelo de Fukushima: Bloques de Simulación.	125
A.5. Mecanismo Lineal: Bloques de Simulación.	125
A.6. Servomecanismo: Bloques de Simulación.	126
A.7. Dinámica completa de interacción Aguja-Tejido Blando.	126
A.8. Observador de Perturbación de Sexto Orden.	127
A.9. Identificación de Parámetros por el Método Algebraico.	127

Índice de tablas

2.1. Efectos de las características morfológicas de las agujas quirúrgicas [27].	15
3.1. Valores de los coeficientes de un polinomio para dos muestras de hígado [52].	23
3.2. Parámetros de amortiguamiento y rigidez de un tejido hepático [7].	25
3.3. Parámetros que definen propiedades del tejido abdominal de prueba [7].	26
3.4. Parámetros del sistema de inserción para un tejido artificial [25].	28
3.5. Parámetros del Mecanismo Lineal.	33
4.1. Valores de los parámetros ζ , ω_n y p de las ganancias del Observador de Perturbación para el modelo Okamura.	75
4.2. Valores de los parámetros ζ , ω_n y p de las ganancias del Observador de Perturbación para el modelo Kelvin-Voigt.	80
4.3. Valores de los parámetros ζ , ω_n y p de las ganancias del Observador de Perturbación para el modelo Hunt-Crossley.	86
4.4. Valores de los parámetros ζ , ω_n y p de las ganancias del Observador de Perturbación para el modelo Fukushima.	90
5.1. Características mecánicas y eléctricas del actuador.	108
5.2. Características del sensor LMC-21023, 100N	109
5.3. Características del sensor PN-50N.	110

Capítulo 1

Introducción

1.1. Marco teórico

La **robótica médica** (*ver* [59]) es un campo interdisciplinario que surgió en los años ochenta por la necesidad de mejorar los procedimientos quirúrgicos; es la integración sinérgica de la informática, matemáticas, mecánica y medicina. Esta área tiene como objetivo principal proporcionarle al médico herramientas versátiles que le permitan extender su capacidad de atender al paciente, reduciendo daños, riesgos y tiempos de operación.

En la Figura 1.1(a) se muestra un sistema robótico para cirugía. Estos sistemas robóticos han sido introducidos bajo el concepto quirúrgico conocido como *Cirugía Asistida por Computadora* (por sus siglas en inglés, CAS); y que están diseñados para asistir a médicos durante los procedimientos quirúrgicos, tales como, la planificación preoperatoria, el registro intraoperatorio a planes prequirúrgicos, el uso de una combinación de asistencia robótica y herramientas controladas manualmente (*ver* [30]). Existen varios criterios para la clasificación de los robots médicos, entre los cuales destacan: Diseño del Manipulador (cinemática y actuación), Nivel de Autonomía (preprogramado, teleoperación y control cooperativo restringido), Anatomía o Técnica Dirigida (cardíaca, intravascular, percutánea, laparoscópica y microquirúrgica).

Una técnica que surgió en los 90's y que revolucionó los procedimientos quirúrgicos, fue la *Cirugía Mínimamente Invasiva* (por sus siglas en inglés, MIS); cuyo propósito es reducir el dolor de los pacientes y traumas producidos por las grandes incisiones requeridas por la cirugía convencional, con lo que también se minimiza el tiempo de recuperación. Para llevar a cabo este tipo de intervención, los médicos se apoyan de *endoscopios quirúrgicos*¹ y de herramientas largas adaptadas (*ver* Figura 1.1(b)) para trabajar a través de los puertos del cuerpo, realizando maniobras delicadas y precisas. Esta técnica de cirugía mínimamente invasiva se denomina *Laparoscopia*. El equipo laparoscópico consta de los siguientes componentes de uso básico: Telescopios, fuentes de luz, imagen y video (cámaras, monitor, procesador de video, videgrabadora), insufladores, trocares², cánulas de aspiración/irrigación, equipo para

¹Son dispositivos ópticos de visión artificial montados en el extremo de instrumentos largos.

²Un *trocax* es un instrumento con forma de bolígrafo, con una afilada punta triangular en uno de sus extremos. Normalmente está revestido de un tubo hueco conocido como cánula, que crea una abertura

electrocirugía, instrumental quirúrgico (sujeción, disección, retracción, tijeras, porta agujas, aplicadores de grapas, engrapadoras, otros). Así como una serie de elementos adicionales de diseño específico: Ultrasonido y doppler laparoscópico, fuentes de energía (para electrocauterio y láser), litotriptores³, morceladores⁴ y bisturí armónico (ver [74]).



Figura 1.1: (a) Sistema quirúrgico da Vinci: Robot para cirugías (Cortesía de Intuitive Surgical, Inc.). (b) Juego de instrumentos para cirugía Laparoscópica (Cortesía de MedicalExpo Co.).

La *háptica* es un campo que ha contribuido en el desarrollo de la robótica médica, y consiste en la combinación de percepciones nociceptivas, termoceptivas, cinestésicas y táctiles (ver [68]). Dos disciplinas científicas se ocupan de las investigaciones relacionadas con ésta área: La *Psicofísica* que tiene como objetivo crear un modelo que explique la percepción, basándose en el análisis de la impresión de los estímulos físicos (oscilaciones y fuerzas de diferente orientación espacial); y la *Neurobiología* que examina las conexiones biológicamente medibles, investiga y analiza la conversión directa de estímulos físicos en señales neuronales y el procesamiento que realiza el cerebro. El resultado es la interacción, exploración y manipulación en entornos activos, como es el caso de la telecirugías, o pasivos, para el caso de los simuladores.

Los *simuladores hápticos* tienen beneficios pragmáticos en el área médica, pues fomentan el desarrollo de habilidades psicomotrices, dominio de instrumentos y equipo, así como el perfeccionamiento de técnicas a través de la transmisión háptica de la información de un

dentro del cuerpo, a fin de proporcionar un punto de acceso durante la cirugía.

³Un *litotriptor* es un equipo que localiza y visualiza cálculos renales, sincronizando automáticamente ultrasonido y rayos X para pulverizar con ondas de choque (sin cirugía) cálculos (piedras) en las vías urinarias y permitir su eliminación con la orina.

⁴El *morcelador* laparoscópico es un instrumento electromecánico, utilizado para reducir volúmenes de grandes piezas operatorias no oncológicas, logrando su extracción de la cavidad abdominopélvica. La finalidad de este dispositivo es disminuir los tiempos operatorios y el tamaño de insisiones utilizadas para morcelación con instrumental convencional.

ambiente de realidad virtual⁵ hacia el usuario. Un ejemplo de este tipo de sistemas es el simulador de entrenamiento para neurocirugía⁶ mostrado en la Figura 1.2, donde el practicante percibe la información táctil a través de sus dedos, además cuenta con módulos de réplicas realistas de imágenes e instrumentos correspondientes a las prácticas neuroquirúrgicas.



Figura 1.2: NeuroVR: Simulador para prácticas neuroquirúrgicas (Cortesía de CAE Healthcare Co.).

Es importante realizar el estudio de la deformación de los tejidos así como las relaciones entre esfuerzos y deformaciones, desplazamientos y fuerzas, ya que son sumamente importantes para el desarrollo de simuladores y sistemas robóticos. Las propiedades mecánicas de los *tejidos biológicos* pueden ser descritas por medio de una ecuación que involucre el campo cinemático, térmico y mecánico. El área interdisciplinaria que estudia los modelos, fenómenos y leyes involucrados en el movimiento y el equilibrio (incluyendo el estático) de los seres vivos, es la *biomecánica* (ver [26]).

1.2. Planteamiento del problema

En la actualidad, la robótica médica se encuentra en desarrollo, pues el uso de sensores eleva el costo de los sistemas y limita su diseño. Por lo que es necesario el desarrollo de robots capaces de cambiar de posición de forma rápida y precisa, seguir trayectorias complejas, que sean reconfigurables para adaptarse a las necesidades del quirófano, pero sobre todo mejorar su exactitud en los procedimientos quirúrgicos. Para lograrlo, se deben realizar análisis específicos de algunos fenómenos, como es el caso de la *interacción aguja-tejido blando*.

⁵La Realidad Virtual (VR) es una tecnología que mediante actuadores, procesamiento de señales y sistemas de control, le permite al usuario tener la sensación de que está inmerso en el entorno y que puede interactuar con los objetos que lo rodean.

⁶La *neurocirugía* es la especialidad médica que se encarga del manejo quirúrgico de determinadas patologías del sistema nervioso central, periférico y vegetativo, incluyendo sus estructuras vasculares.

El análisis del fenómeno anteriormente señalado, consiste en conocer las propiedades biomecánicas del tejido, así como su comportamiento, la identificación de las fases que conforman el proceso y las fuerzas que interactúan en cada una de éstas. En este sentido, se requiere estimar las fuerzas de rigidez, corte y fricción en el proceso de inserción de una aguja quirúrgica en tejido blando, cuando ocurre la deformación del tejido por la interacción de la aguja y cuando ésta ha penetrado el tejido, sin emplear sensores de fuerza; considerando que son conocidas tanto la fuerza ejercida para insertar la aguja, como las variables de posición de la punta de la aguja y la deformación del tejido.

1.3. Justificación

Las prácticas clínicas percutáneas consisten en la inserción de una aguja o catéter, en aplicaciones como: biopsias, braquiterapia, anestesia regional, neurocirugía, entre otras, donde la exactitud de la punción es relevante para la precisión de un diagnóstico o tratamiento. Por ésta razón es pertinente el estudio de la interacción aguja-tejido blando y la descripción de las fuerzas involucradas, permitiendo realizar una estimación de éstas, con lo que se lograría reducir los errores en éste tipo de procedimientos clínicos. Sin embargo, ésta interacción representa un fenómeno complejo que requiere el uso de sensores y algoritmos específicos para estimar las fuerzas de rigidez, corte y fricción; y que al desarrollarse éstas capacidades, mejorarán el desempeño de los sistemas robóticos y simuladores empleados en el área médica.

En la Universidad del Papaloapan es la primera vez que se aborda este tema de investigación. Es por ello que el análisis de las fuerzas involucradas en el fenómeno de interacción aguja-tejido blando se convertirá en un precedente para la construcción de plataformas experimentales o mecanismos, que permitan la evaluación de algoritmos de estimación y control en pruebas virtuales o *in vivo*, logrando una mejor comprensión de ésta dinámica compleja que es la interacción de una aguja en tejido blando.

1.4. Estado del arte

Diversos investigadores e ingenieros se han interesado en el modelado, caracterización y estimación de las fuerzas que intervienen en la inserción de una aguja en tejido blando, empleando una variedad de técnicas y métodos en línea y fuera de línea, tanto en simulación como experimentales.

L. Barbé *et al.*, en [7], presentan resultados de la estimación en línea de las fuerzas de *interacción aguja-tejido blando*, empleando un filtro de Kalman para estimar los estados del sistema, y el método de mínimos cuadrados recursivo para estimar las fuerzas de interacción.

Azar y Hayward en [5], emplearon un enfoque de mecánica de fractura para desarrollar un modelo que pueda predecir la fuerza de penetración durante la inserción cuasiestática de la aguja en el tejido blando; tomando en cuenta fenómenos como el trabajo realizado por la aguja, el trabajo irreversible de fractura, el trabajo de la fricción y el cambio en la energía de deformación recuperable. Realizaron inserciones *in vivo* para estimar la tenacidad a la

fractura hepática porcina, a partir de la diferencia en la fuerza de penetración entre dos inserciones consecutivas en el mismo lugar.

Mahvash y Dupont en [44], realizan la validación de distintos modelos matemáticos propuestos, que describen éstas fuerzas de la interacción de la aguja quirúrgica con tejido blando.

Moore *et al.*, en [47], demostraron que un enfoque mecanicista que considera los bordes de herramientas de corte elemental (ECT) de inclinación variable y ángulos de ataque normales, es capaz de predecir la fuerza de inserción de la aguja hueca. Desarrollaron y validaron un modelo de fuerzas para agujas simétricas de dos planos y calibre 11, empleando hígado bovino como muestra.

D.J. van Gerwen *et al.*, en [27], analizan y presentan resultados experimentales de las fuerzas de interacción, considerando la velocidad de inserción, algunas características de la fuerza y rotación axial, y la influencia del método de inserción en tejido biológico. También K.W. Ng *et al.*, en [50], presentan resultados experimentales de las fuerzas de interacción con relación a la profundidad, empleando tejido de cerdo y tejido artificial (gelatina).

A. Asadian *et al.*, en [4], emplean múltiples filtros de Kalman para estimar las fuerzas involucradas durante la punción. La caracterización de las fuerzas de rigidez, corte y fricción del proceso de *interacción aguja-tejido blando*, han sido presentadas por Wedlick y Okamura en [71], y Okamura *et al.*, en [52].

Fukushima y Naemura en [25], emplean un observador de perturbación y el método de mínimos cuadrados recursivo para estimar la fuerza de fricción y la fuerza de corte, en la fase de inserción de la aguja en el tejido blando.

Li *et al.*, en [41] analizaron la imagen de la deformación del tejido mediante el algoritmo de seguimiento de características *Kanade-Lucas-Tomasi* y la técnica de correlación de imágenes digitales, para medir el movimiento y la tensión del tejido, respectivamente. Compararon la deformación del tejido a diferentes velocidades de inserción de la aguja, concluyendo que velocidades de inserción más altas aumentan la deformación del tejido debido a la mayor fuerza de fricción, mientras que reducen la tensión perpendicular a la dirección de inserción cerca de la punta de la aguja.

En años recientes, Sira-Ramírez *et al.*, en [62], [63], [64], han estudiado y desarrollado un algoritmo de rechazo activo de perturbación basado en un Observador Proporcional Integral Generalizado (Observador GPI), inspirado en el contexto de procesamiento de señales. Consideran a la perturbación como una señal acotada por una familia de polinomios de Taylor variantes en el tiempo, y haciendo una extensión del Observador de Luenberger, logran estimar la perturbación. Así también, en [9], [57], [10], se pueden ver las aplicaciones de éste esquema de control basado en observador para robots paralelos, suspensiones activas de automóvil y ejes de máquinas herramienta. Esta metodología será empleada para la estimación de la fuerza de rigidez, corte y fricción, en combinación con el Método Algebraico propuesto por Fliess y Sira-Ramírez en [22] para sistemas lineales. El método algebraico de identificación, considera el conocimiento de la entrada y la salida del sistema; siendo muy diferente a los métodos asintóticos. A partir del modelo se obtiene una expresión en notación del cálculo operacional, y con el uso de la derivada algebraica se cancelan las condiciones iniciales y perturbaciones clásicas, obteniendo una fórmula para la identificación paramétrica en línea.

1.5. Hipótesis y predicciones

En este proyecto se han retomado modelos matemáticos de fuerzas que describen el comportamiento de un tejido blando en la *Fase 1*, propuestos por Okamura *et al.*, en [52] y L. Barbé *et al.*, en [7], y que validaron empleando muestras de hígado de bovino y el abdomen de un humano, respectivamente. Así también, se ha tomado en cuenta el modelo de fuerzas propuesto por Fukushima y Naemura en [25] para la *Fase 2*, cuya validación la realizaron utilizando goma de silicona. Consideramos que es posible estimar las fuerzas que interactúan en la inserción de la aguja quirúrgica en tejido blando, tanto en la *Fase 1* como en la *Fase 2*, con el Observador GPI y el método Algebraico; mediante el conocimiento de la fuerza ejercida para insertar la aguja, la posición de la punta de la misma y la deformación del tejido blando.

1.6. Objetivos

1.6.1. Objetivo general

Estimar la fuerza de rigidez, corte y fricción en la inserción de una aguja quirúrgica en tejido blando, empleando observadores de perturbación y métodos algebraicos basados en un modelo matemático de fuerzas.

1.6.2. Objetivos particulares

- Analizar las fases del proceso de inserción de una aguja quirúrgica en tejido blando.
- Analizar algunos modelos matemáticos de fuerzas que describan la dinámica de las fases de interacción aguja-tejido blando.
- Diseñar un observador de perturbación para estimar la fuerza de rigidez del tejido blando en la fase viscoelástica, antes de la ruptura.
- Diseñar un observador de perturbación para estimar en conjunto las fuerzas de corte y fricción, cuando la aguja ha penetrado el tejido blando.
- Aplicar el método algebraico al modelo de fuerzas de corte y fricción para identificar sus coeficientes, considerando como variable de entrada la estimación de éstas en conjunto, dadas por el observador de perturbación.

1.7. Organización de la tesis

En el Capítulo 1 se ha presentado una introducción a este trabajo, considerando el marco teórico, el planteamiento del problema respecto al fenómeno de *interacción aguja-tejido blando*, así como la justificación donde se ha expuesto el interés por realizar este proyecto. También, se ha presentado el estado del arte relacionado al fenómeno de interés; los métodos,

técnicas y consideraciones, que diversos investigadores e ingenieros han empleado en la validación de sus modelos de fuerza mediante experimentación. Finalmente, se ha presentado la hipótesis y las predicciones de la efectividad de la metodología empleada en la estimación de las fuerzas del fenómeno de interés, y los objetivos que fueron definidos para este proyecto.

El Capítulo 2, se presenta la descripción general del tejido blando, su composición y sus características biomecánicas. Así también, la descripción de las fuerzas que se presentan durante la inserción de una aguja quirúrgica en un tejido blando como el hígado, la respuesta biomecánica del tejido a diferentes métodos de inserción considerando el calibre de la aguja, la velocidad de inserción y el tipo de material empleado en pruebas experimentales.

En el Capítulo 3, se presentan algunos modelos matemáticos que describen las *Fases 1* y *2* del fenómeno de interacción aguja-tejido blando. Para la *Fase 1* se consideran los modelos reológicos de Kelvin-Voigt (KV) y Hunt-Crossley (HC) caracterizados por Barbé *et al.* en [7], así como un modelo polinomial propuesto por Okamura *et al.*, en [52]; que describen la fuerza de interacción presente antes de la ruptura del tejido, como una contribución de los efectos de la rigidez y el amortiguamiento. Para la *Fase 2* se emplea un modelo propuesto por Fukushima y Naemura en [25], que incluye una fuerza de corte y una fuerza de fricción, cuando la aguja se ha insertado en el tejido blando.

En el Capítulo 4, se presenta el diseño de un observador de perturbación para estimar la fuerza de rigidez y amortiguamiento en los modelos matemáticos considerados en la *Fase 1*, que corresponden a la deformación del tejido, cuando la aguja está en contacto con éste sin llegar a la ruptura. Se emplea parcialmente la metodología del Observador GPI (propuesto por Sira-Ramírez *et al.*, en [62]) y del método Algebraico (propuesto por Fliess y Sira-Ramírez en [22]) para estimar las fuerzas que están presentes en esta fase de la interacción aguja-tejido blando. El conjunto de la fuerza de rigidez y de amortiguamiento, se considerada como una señal de perturbación acotada por una familia de polinomios de Taylor variantes en el tiempo; y haciendo uso de un Observador de Luenberger extendido, se logra estimar la perturbación. A partir de esta señal de perturbación estimada, en una relación lineal, se identifican los coeficientes de las fuerzas usando el método Algebraico. Se muestran resultados de simulación numérica para verificar la efectividad de esta estrategia. Finalmente se realiza la estimación de las fuerzas de corte y de fricción del modelo matemático de la *Fase 2*, cuando la aguja ha sido insertada en el tejido, empleando nuevamente y de manera parcial el Observador GPI y el método Algebraico. Con resultados de simulación numérica, se muestra la efectividad de la estrategia de estimación.

En el Capítulo 5, se presenta el concepto de diseño de una plataforma experimental, constituida por un mecanismo de transmisión, un actuador y sensores de fuerzas. Esta plataforma permitirá la implementación de algoritmos de estimación y control a través de un sistema de adquisición y distribución de datos desde una computadora; considerando el movimiento lineal de una aguja quirúrgica a una velocidad deseada, en la interacción con un tejido biológico o artificial.

En el Capítulo 6, se presentan las conclusiones generales de los resultados obtenidos en este proyecto, así como las propuestas de trabajos futuros que ayudarían a enriquecer ésta área de estudio.

Capítulo 2

Aspectos generales de los Tejidos Biológicos

En este Capítulo se presentan los aspectos generales del tejido humano y algunas características que describen su comportamiento. También se describe la interacción de una aguja en tejido blando, dividiendo el proceso en cuatro fases. Finalmente se presentan algunos factores relevantes en el fenómeno de la inserción de la aguja en tejido blando, como son: La geometría de la punta de la aguja, el tipo de tejido, el método y la velocidad de inserción.

2.1. Tejido

Un **tejido** es un conjunto organizado de células especializadas que desempeñan funciones comunes (*ver* [24]). Dichas células están organizadas sólo en cuatro tejidos fundamentales, los cuáles se clasifican de acuerdo a su función, origen embrionario y características morfológicas.

El *tejido epitelial* cuenta con células especializadas llamadas *epiteliocitos* y se caracteriza por su escasa *sustancia intercelular*¹. Este tejido cumple funciones muy variadas como absorción, secreción, transporte, protección y recepción sensorial.

El *tejido conectivo* se divide en tejido cartilaginoso, tejido óseo, sangre y sistema reticuloendotelial (RE) y es de origen *mesodérmico*². El tejido se distingue por lo abundante de su sustancia intercelular y la relativa escases de sus células.

El *tejido muscular* está compuesto por células denominadas *miocitos*, que a su vez forman estructuras conocidas como *fibras musculares*. El músculo es el responsable de la movilidad de todos y cada uno de los órganos y segmentos corporales pues cuenta con la propiedad de contractibilidad. En base a su función se divide en liso, estriado y cardiaco.

El *tejido nervioso* está conformado por células nerviosas conocidas como *neuronas* y *neuroglías* que se distribuyen como redes por todo el organismo. Las neuronas son las encargadas de enviar impulsos nerviosos mientras que las glías les sirven de soporte, nutrición y protección.

¹Varía de acuerdo al tipo de tejido y se divide en dos clases: Líquidos intersticiales y sustancias especiales.

²Capas celulares que componen al embrión.

2.2. Comportamiento

Fung en [26], asegura que las propiedades de los tejidos pueden ser descritos con una ecuación que relacione el campo cinemático, térmico y mecánico. Para nuestro caso, es necesario analizar las relaciones existentes entre esfuerzos y deformaciones, desplazamientos y fuerzas (*ver* [69]). A continuación se detallan algunas características que nos permiten describir el comportamiento de tejidos y materiales artificiales.

- **Esfuerzo:** Un cuerpo en equilibrio está sometido a fuerzas externas, generando así, fuerzas internas. A la distribución interna de la fuerza por unidad de área que equilibra y reacciona con las cargas externas, se le conoce como *esfuerzo*.
- **Deformación:** Es un cambio en la forma de un cuerpo debido a la acción de las fuerzas.
- **Elasticidad:** Es una propiedad que tienen algunos materiales, cuando sufren una deformación por fuerzas externas. Estos recuperan su forma original si son omitidas dichas fuerzas.
- **Viscoelásticidad:** Se refiere a un material compuesto por una parte elástica y una viscosa. Es decir, al aplicarle una fuerza, la deformación elástica será instantánea mientras que la viscosa se producirá con el tiempo.
- **Hiperelasticidad:** Propiedad de un material, que al ser sometido a grandes deformaciones, regresa a su forma original. Su comportamiento no presenta histéresis³.
- **Plasticidad:** Se refiere a una deformación permanente después de someter a un material a fuerzas externas.

Al realizar prácticas percutáneas, se ha observado que los tejidos blandos pueden ser deformados al ser sometidos a pequeñas cargas. Esto ha motivado a varios científicos para desarrollar un modelo que describa las propiedades viscoelásticas de estos materiales, y cuya respuesta es no lineal y anisotrópica.

En la Sección 2.1 se presentó una breve descripción de los tejidos que conforman al cuerpo humano. Se hizo hincapié en que cada uno tiene diferentes características, dependiendo de la función que desempeñan, lo que ocasiona que su comportamiento difiera al estar expuesto a una fuerza externa.

La piel es un órgano complejo ya que está compuesto de varias capas. El comportamiento de deformación que presenta, se debe a las fibras de colágeno y elastina. Su curva (*ver* Figura 2.1) se caracteriza por una región de baja rigidez donde las fibras de colágeno se alinean en dirección del estiramiento y la elastina se opone a la deformación; y otra donde la rigidez y la tensión aumentan súbitamente, pues las fibras de colágeno se extienden debido al estiramiento de la piel ([66], [73]).

³Recuperación incompleta de la deformación al retirar la carga, debido al consumo de energía, pues se transforma de mecánica a calorífica.

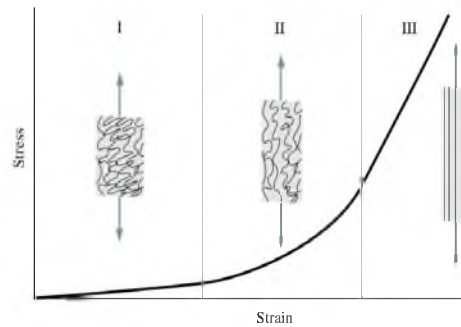


Figura 2.1: Diagrama esquemático de una curva de esfuerzo-deformación típica para la piel, que muestra la morfología asociada de la fibra de colágeno (Cortesía de Holzapfel en [33]).

2.3. Hígado

El **hígado** es una glándula de secreción mixta con forma semiovoidea con aproximadamente 24 [cm] de longitud transversal por 16 [cm] en sentido dorsoventral y 8 [cm] de espesor. Actúa como una glándula *endócrina*⁴ y *exócrina*⁵, forma parte de los sistemas reticuloendotelial y hematopoyético. Además, colabora en el proceso de digestión y directamente en el metabolismo, cumple la función de desintoxicador; y eventualmente como órgano eritropoyético y regulador del volumen sanguíneo (*ver* [24]).

Este órgano es de interés debido a su relevancia en los procedimientos percutáneos, ya que puede ser afectado por enfermedades como cirrosis, *hemacromatosis*⁶, hepatitis tipo C y *esteatosis hepática*⁷ las cuales aumentan las posibilidades de padecer carcinoma hepatocelular (cáncer en el hígado).

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) este tipo de cáncer ocupa el sexto lugar en incidencia y el tercero en mortalidad. En el mundo hay alrededor de 300 millones de pacientes infectados con el virus de algún tipo de hepatitis, de ellos 180 millones son portadores del tipo C, y de los cuales una tercera parte desarrollará cirrosis, y entre 1 y 4 % padecerá carcinoma hepatocelular .

De acuerdo con las cifras del Programa *Surveillance Epidemiology and End Results* (SEER) del National Cancer Institute [60] de los Estados Unidos, de los pacientes a los que se les diagnostica la enfermedad, para el 40 % el cáncer es localmente avanzado y el 19 % ya tienen *metástasis*⁸. Para el diagnóstico de ésta enfermedad, uno de los procedimientos a seguir es la biopsia. Esta técnica consiste en la extracción de una pequeña muestra de tejido, para

⁴De *Endon*, dentro y *Krino*, escoger, separar. Glándulas que vierten sustancias en el sistema circulatorio.

⁵De *Exo*, fuera y *Krinein*, separar. Glándula que vierte su secreción al exterior ya sea directamente o en alguna cavidad natural del cuerpo.

⁶Problema genético que causa acumulación de hierro y predispone a la persona a padecer cáncer en el hígado.

⁷*Hígado graso*: Acumulación de grasa en las células hepáticas (hepatocitos) a causa de la ingesta excesiva de alcohol, Hepatitis C, consumo de algunos medicamentos como antivirales, etc.

⁸Así se le denomina cuando el cáncer se ha diseminado a otros órganos.

posteriormente examinarlo en el laboratorio en busca de una patología o determinar si se presenta rechazo después de haber recibido un transplante de hígado. Existen diferentes tipos de biopsia: biopsia abierta, biopsia laparoscópica y biopsia percutánea. Esta última tiene un procedimiento similar a la aplicación de anestesia regional y a otras prácticas percutáneas.

2.4. Interacción Aguja-Tejido Blando

Uno de los procedimientos más comunes y menos invasivos en la medicina, es la inserción percutánea. Esta práctica nos permite alcanzar fácilmente zonas internas del cuerpo, para realizar la aplicación de anestesia regional, aspiración de fluidos, neurocirugía o biopsias, típicamente en el hígado.

El interés y el esfuerzo por la investigación del fenómeno de *interacción aguja-tejido blando*, está inspirado por el desarrollo de robots cirujanos versátiles y precisos para asistencia en prácticas percutáneas, así como simuladores que permitirán que médicos sin experiencia logren adquirir habilidades psicomotrices en este tipo de prácticas.

En la Figura 2.2 se muestran las fases de la inserción de una aguja en tejido blando, de acuerdo a L. Barbé *et al.*, en [7]. La secuencia de las fases se explican a continuación.

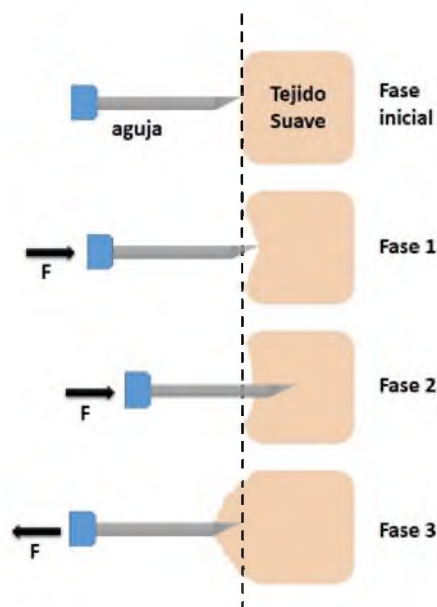


Figura 2.2: Proceso de inserción de una aguja en tejido blando.

En la **Fase inicial**, se asume que la aguja se encuentra inmóvil y que no tiene contacto con el tejido.

La **Fase 1** es cuando se ejerce una fuerza sobre la aguja y ésta empuja al tejido, iniciando la deformación de acuerdo con sus propiedades biomecánicas, sin llegar a la ruptura. Fung en [26], denomina a esta fase como *interacción viscoelástica*.

La **Fase 2** ocurre cuando la fuerza aplicada en la aguja alcanza el umbral de energía, y la aguja se inserta en el tejido, produciendo durante el contacto una fuerza de corte. La superficie cilíndrica de la aguja queda cubierta por el tejido, originando una fuerza de fricción a lo largo del eje de la aguja. Okamura *et al.*, en [52], aseguran que las fuerzas de interacción de esta fase, son producidas por la combinación de los efectos de la relajación del tejido después de la punción.

La **Fase 3** es cuando la aguja se extrae del tejido, solamente está presente la fuerza de fricción, y el tejido sufre una nueva deformación en dirección de la salida de la aguja.

La caracterización de la inserción de una aguja en tejidos vivos es complicada, debido a que las propiedades de los tejidos no son lineales, así como la interacción con los diferentes tipos de tejidos son no homogéneos.

En la Figura 2.3 se muestra una gráfica que corresponde al resultado obtenido por Barbé *et al.*, en [7], al realizar una inserción de una aguja en el hígado de un cerdo vivo. El movimiento de la aguja lo realizaron mediante un sistema robótico, con un desplazamiento de tipo trapezoidal (d). Inicialmente se observa un incremento no lineal de la fuerza de inserción (F_z), producida por el comportamiento viscoelástico del tejido (*Fase 1*). La *Fase 2* o *fase de inserción* (insertion phase) se identifica por un evento principal de punción donde la fuerza pico es menor de 0.2 [N], seguido de una discontinuidad y un incremento súbito de fuerza hasta alcanzar un valor de 0.5 [N]. Se infiere que este comportamiento se debe a la ruptura de la membrana hepática (puncture of capsule) y el segundo pico es por la presencia de una vena grande. Las variaciones presentes en la *fase de relajación* (relaxation phase), son a causa de la fuerza de corte y fricción, la fuerza de rigidez interna y a las colisiones con pequeñas estructuras. Cuando se retira la aguja, *Fase 3* o *fase de extracción* (extraction phase), la fuerza disminuye rápidamente, pues la fuerza de corte se reduce a cero y la única fuerza que actúa sobre la aguja es la fuerza de fricción. Los valores negativos se deben a la deformación del tejido en dirección a la salida de la aguja. Finalmente, la fuerza de inserción alcanza el valor de cero cuando la aguja deja de tener contacto con la superficie.

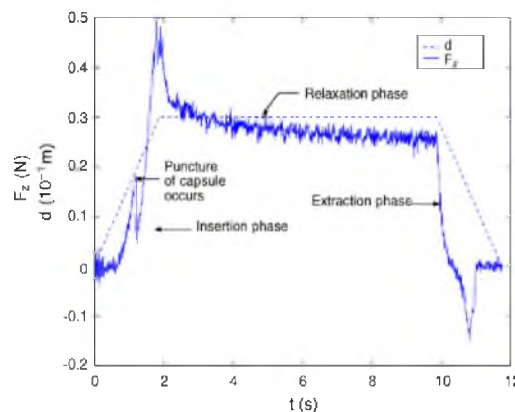


Figura 2.3: Comportamiento de la fuerza de inserción de una aguja en tejido blando (Cortesía de Barbé *et al.*, en [7]).

2.5. Factores relevantes en la Inserción

Una aguja médica típica, consiste en un delgado tubo de acero inoxidable o “cánula”, con un cubo de plástico en un extremo y una punta afilada en el otro. El espacio hueco dentro de la cánula se llama *lumen*. La *punta* es la parte de la cánula que tiene sección transversal variable, mientras que el eje tiene sección transversal constante. La fuerza axial se define como la fuerza que actúa sobre el tubo de la aguja en la dirección de inserción. La fuerza axial puede consistir en una fuerza de inserción, de corte y de fricción.

Las fuerzas que emergen durante la *interacción aguja-tejido blando* son afectadas por diversos factores, entre los cuales destacan el tipo de aguja, la velocidad de la inserción y las propiedades de los tejidos. Van Gerwen *et al.*, en [27], realizaron una amplia investigación recopilando artículos relacionados con el estudio de éste fenómeno, dando como resultado una visión general de la influencia de los factores sobre la fuerza de inserción. Con su análisis se hizo evidente que al aumentar el diámetro de la aguja se aumenta la fuerza pico, y descubren que las agujas cónicas crean fuerzas pico más altas que las agujas biseladas. En ésta sección se abordan las conclusiones obtenidas para cada factor de interés.

2.5.1. Características de la Aguja

Existen diferentes tipos de agujas quirúrgicas, las cuales se pueden diferenciar por su diámetro, la forma de la punta y su longitud. Estas características dependen de la función que van a desempeñar (biopsias por recolección de muestra o aspiración de fluidos, y suministro de medicamentos) y la zona del cuerpo que se desea perforar; además de que su diseño minimiza el traumatismo de los órganos y tejidos adyacentes.

Diámetro. De acuerdo con la *Norma de Calibre de Tubos de Agujas* de acero inoxidable para la fabricación de dispositivos médicos (ISO 9626), se especifica el diámetro exterior de la aguja medida en Gauges “G”, y que mientras más pequeño sea el calibre, más grande es el diámetro externo. Es decir, a una aguja de 3.4 [mm] de diámetro le corresponde un calibre 10G, y para una aguja de 0.31 [mm] le corresponde el calibre 30G. Con los resultados obtenidos de una serie de experimentos ([65], [61], [52], [53], [55]), determinaron que al ampliar el diámetro de las agujas, se aumenta la fuerza de punción en poliuretano; en tejido humano *in vivo* y en caucho de silicona, la fuerza axial máxima se incrementa; y en la silicona se acentúa la pendiente de la curva fuerza-posición, lo cual es casi constante con el aumento de fricción y empeora el efecto del tipo de punta en silicona.

Forma de la Punta. Como se mencionó anteriormente, existen diferentes tipos de puntas de aguja (*ver* Figura 2.4), cuya función es abrir paso a través del tejido mediante una combinación de corte y acuñaamiento. Dado que la premisa es minimizar la fuerza de corte y el daño tisular durante las prácticas percutáneas, es necesario analizar el efecto de las características de las diversas puntas. En la Tabla 2.1 se describen las conclusiones de los trabajos relacionados a este factor.



Figura 2.4: Formas básicas de la punta de la aguja (de izquierda a derecha): Roma, Biselado, Cónica, Sprotte, Diamante y Tuohy (Cortesía de van Gerwen *et al.*, en [27]).

<p>Forma básica de la punta</p>	<p>Tejido bovino</p> <p>Las puntas cónicas producen una fuerza axial pico más alta que los biseles de Quincke.</p>	<p>Corazón porcino</p> <p>Las agujas trocar punta de diamante causaron una fuerza axial pico más alta que las agujas biseladas.</p>	<p>Silicona</p> <p>La fuerza axial máxima para agujas de punta Roma fue mayor que para las puntas cónicas. Al incrementar el número de filos de corte disminuye la fuerza de fricción.</p>
<p>Detalles de la forma de la punta</p>	<p>Aguja trocar punta de diamante</p> <p>Provoca dos picos de fuerza distintos cuando se inserta en el hígado porcino: uno pequeño durante la punción, y uno grande durante la transición de la punta al vástago.</p> <p>NOTA: Una punta más grande en las agujas Tuohy causa mayor caída de fuerza después de la punción.</p>		<p>Aguja biselada</p> <p>Comportamiento similar al penetrar las membranas de poliuretano y neopreno a bajas velocidades.</p>
<p>Mayor ángulo de bisel</p>	<p>Aumento de la Fuerza Axial Incremento de la longitud de fisura</p>		

Tabla 2.1: Efectos de las características morfológicas de las agujas quirúrgicas [27].

Nitidez. El objetivo de éste análisis realizado por Stellman *et al.*, en [65], era conocer si una aguja afilada genera consecuencias significativas durante el corte. Para esto, perforaron de manera sucesiva una membrana de poliuretano con agujas *biseladas* calibre 26G, donde observaron un ligero incremento en la fuerza axial.

Lubricación. Se infiere que para reducir la fricción durante la punción, el fabricante cubre la superficie de las agujas con un lubricante, por ejemplo silicón. Existen análisis sistemáticos sobre la influencia de las sustancias para lubricación ([65], [48]), en los cuales concluyen que se producen consecuencias en la fuerza axial al emplear agujas biseladas para ser insertadas en poliuretano. Cabe señalar que, es necesario ampliar este estudio para revelar el efecto que pudiera tener la lubricación en punciones en tejido biológico.

2.5.2. Tipo de Tejido

Se sabe que el comportamiento del tejido humano *in vivo* durante el proceso de inserción, se debe principalmente a la distribución de capilares, oxigenación e irrigación sanguínea. Desafortunadamente, realizar experimentos sistemáticos en este tipo de tejidos se torna complejo, debido a la poca disponibilidad y el compromiso ético. Por esta razón, se ha considerado el uso de otros tejidos biológicos (*in vivo* y *ex vivo*), así como materiales artificiales. Sin embargo, es necesario conocer que tan confiable es sustituir al tejido biológico humano con estos otros elementos.

A continuación se detallan las conclusiones obtenidas en base a estudios relacionados con el comportamiento de los materiales comúnmente empleados para experimentación.

- *Tejido Artificial vs. Tejido Biológico*

El tejido artificial presenta varias ventajas como reproductibilidad, disponibilidad, visibilidad, etc. No obstante, al evaluar este material con el tejido biológico, a nivel microscópico se pueden observar diferencias estructurales, las cuales probablemente generen repercusiones en la *interacción aguja-tejido*. Por ejemplo, los *tejidos artificiales* de caucho o silicona producen una fuerza de fricción excesiva.

Aunque no existen investigaciones rigurosas sobre la diferencia entre tejidos artificiales y biológicos, con la recopilación de algunos análisis ([45], [46], [48], [49], [55], [58]), ha sido posible concluir, que cuando se emplea gelatina porcina, las curvas de *fuerza-desplazamiento* son lineales. Sin embargo, en el tejido bovino no lo son. La velocidad y la rotación influyen en la fuerza axial en la gelatina. El módulo de elasticidad es comparable con la pechuga de pollo y varios materiales artificiales, aunque la dureza de ruptura de la pechuga de pollo es varias veces menor. También, reportan que la fricción en los materiales artificiales es mayor que en la del pollo, y las formas de las grietas en piel y caucho de silicona se asemejan.

Por lo tanto, el uso de los tejidos artificiales dependerá del estudio a realizar, y así aprovechar al máximo sus ventajas prácticas perfilado a un entorno realista.

- *Tejido Humano vs. Otros Tejidos Biológicos*

El tejido animal resulta más fácil de obtener y práctico para trabajar, pero es indispensable conocer que tan ideal es para sustituirlo por el tejido humano. Aunque la diferencia de ambos tejidos se discute en varios artículos, no hay conclusiones claras sobre el efecto y sus repercusiones en las fuerzas durante el fenómeno de interacción.

En algunas investigaciones ([12],[13],[32]) se ha observado que al realizar inserciones con agujas *Tuohy* en piel porcina, se debe emplear una fuerza mayor que para penetrar la piel humana. En experimentos *in vivo*, se encontró una similitud cualitativa en la curva *fuerza-tiempo* en punciones de vasos sanguíneos a través de la piel, para humanos y conejos.

- *Tejido Biológico Vivo vs. Tejido Biológico Muerto*

Realizar experimentaciones *in vivo* es poco práctico, por lo que es preferible realizar mediciones *ex vivo*. Por esta razón surge la interrogante ¿qué tan fiable es emplear tejidos *ex vivo* en el análisis de fuerzas de *interacción aguja-tejido blando*?

Aunque los estudios que definan explícitamente la diferencia de ambos tejidos son escasos, Heverly *et al.*, en [31], encontraron conjeturas sobre los efectos de la velocidad en el tejido del corazón de un conejo (tanto vivo como muerto), y concluyeron que la fuerza de punción se reduce al aumentar la velocidad para ambos casos. En un modelo basado en el Método de Elementos Finitos (por sus siglas en inglés, FEM), propuesto por Kobayashi *et al.*, en [37], el hígado porcino vivo se asoció con valores mayores de rigidez que los reportados por el tejido *ex vivo*.

Es necesario hacer una investigación sistemática que revele bajo qué circunstancias el tejido *ex vivo* puede suplir al tejido vivo.

- *Tiempo de Decaimiento*

El tiempo de decaimiento es el tiempo transcurrido *post mortem* del tejido a analizar. Choy *et al.*, en [15], aseguran que la fuerza a una profundidad determinada, aumenta con el tiempo de decaimiento. Al insertar un catéter calibre 12G en un corazón porcino, se observó que a una profundidad de 4 [mm] la fuerza de inserción a 3 horas, es dos veces mayor que la empleada a 15 [min] *post mortem*. Mientras que la inserción a 18 horas es 8 veces mayor. Debido a esto, se vuelve indispensable especificar el tiempo de decaimiento en la experimentación.

- *Congelación e Hidratación Tisular*

La congelación y descongelación de un tejido produce un deterioro a escala microscópica. Sin embargo, este efecto tan invasivo no se ha investigado a profundidad. De igual manera, también se ha desatendido el impacto que pudiera tener la temperatura, la

hidratación o perfusión⁹ de los tejidos o *rigor mortis*¹⁰. Se recomienda el almacenamiento del tejido en solución salina, para evitar la pérdida de humedad.

2.5.3. Método de Inserción

La *interacción aguja-tejido blando*, se ve afectado por la manera en la que es insertada la aguja. Es decir, la inserción manual generará un resultado diferente a la automatizada; pues es evidente que durante la inserción manual es imposible mantener una velocidad constante, porque el ser humano no tiene esta capacidad. Esto eleva la necesidad de emplear dispositivos robóticos de inserción, pues de ésta manera se asegura un escenario de experimentación controlado. También puede ser influida por la rotación axial durante la inserción, ubicación y dirección de la inserción, y por orientación de bisel durante la inserción.

Si requiere analizar el efecto de la rotación axial, se pueden considerar los resultados experimentales de tres trabajos ([1], [39], [45]) bajo las siguientes condiciones de evaluación.

Abolhassani *et al.*, en [1], insertaron agujas biseladas calibre 18G en tejido de pavo a una velocidad constante de traslación de $10 \left[\frac{mm}{s}\right]$, con una frecuencia de rotación de entre 1 y 25 [rpm], tanto en rotación continua y oscilación rotacional (con amplitudes de 10°, 30° y 90°). Encontraron que el desplazamiento del tejido antes de la punción y la fuerza de fricción, se reducían por movimiento rotacional (10 % aproximadamente con respecto al no rotatorio). La oscilación rotacional produce mejores resultados que la rotación continua. Meltsner *et al.*, en [45], realizaron inserciones con agujas biseladas y cónicas calibre 17G en tejido artificial, a velocidades de entre 5 – 20 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ y con frecuencias de rotación de 0.3 a 5 [Hz], donde lograron la reducción a la mitad de la fuerza axial, debido a la rotación de la aguja cónica. El estudio realizado por Langevin *et al.*, en [39], sirve para entender el fenómeno en acupuntura conocido como “*agarre de la aguja*”¹¹. Para esto hicieron inserciones en 60 humanos, en 16 lugares diferentes del cuerpo. Midieron la fuerza de extracción que actúa sobre las agujas de acupuntura calibre 31G, sometidas a un patrón de rotación (no rotatoria, unidireccional o rotación bidireccional) a profundidades determinadas; insertadas a una velocidad de 10 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ y extraídas a una velocidad de 5 $\left[\frac{mm}{s}\right]$, con una frecuencia de rotación de 8 [rpm]. Observaron que la rotación de la aguja causó un aumento estadísticamente significativo en la fuerza de extracción, de 50 % para la bidireccional y 150 % para la rotación unidireccional (en comparación con la no rotacional).

Aunque es importante considerar la ubicación y dirección de la inserción de la aguja con respecto al tejido, ya que éste es heterogéneo y anisotrópico¹², desafortunadamente los estudios sistemáticos relacionados a estos dos factores son escasos y sus observaciones son inconclusas.

Cuando se inserta una aguja que no es cilíndricamente simétrica en un material anisotrópico, se vuelve indispensable considerar la orientación del bisel con respecto al material, a pesar

⁹Introducción lenta y continua de medicamentos o sangre en un organismo u órgano por vía intravenosa, subcutánea o rectal.

¹⁰Signo reconocible de muerte, causado por un cambio químico en los músculos provocando un estado de rigidez e inflexibilidad en las extremidades y una dificultad para mover o manipular el cadáver.

¹¹Es la sensación de la aguja sujeta por la piel cuando se extrae.

¹²Es un cambio del comportamiento y propiedades al variar su dirección.

que en la literatura se asegura que esto representa un factor relevante durante el fenómeno inserción. Únicamente Lewis *et al.*, en [40], realizaron un análisis metódico sobre sus efectos, y para ello hicieron uso de una aguja *Touhy* calibre 17G insertada a una velocidad de 0.33 [$\frac{mm}{s}$]; y concluyeron que al realizar la punción con la aguja de forma perpendicular a las fibras, la fuerza axial era superior (aproximadamente 30 %) a la requerida para perforar la fibra con una orientación paralela.

2.5.4. Velocidad de Inserción

Durante los procedimientos percutáneos, la velocidad de inserción varía dependiendo de la práctica clínica y el material donde se realizará la punción. Es importante señalar que la velocidad que se menciona es la absoluta, y no la relativa al movimiento del tejido.

En el caso de radiología intervencionista, la velocidad de inserción es de aproximadamente 8.3 [$\frac{mm}{s}$], y para el caso de una braquiterapia de próstata, se emplea una velocidad cercana a los 1000 [$\frac{mm}{s}$]. Aunque generalmente para las pruebas experimentales, las velocidades empleadas se encuentran en el rango de 1 – 10 [$\frac{mm}{s}$].

Materiales Artificiales. Las velocidades empleadas en los análisis experimentales para materiales artificiales, oscilan entre 1 – 200 [$\frac{mm}{s}$]. Crouch *et al.*, en [18], aseguran que al emplear una velocidad de 3 – 21 [$\frac{mm}{s}$] durante una inserción en gel de silicona con una aguja calibre 18G, se produce una relación logarítmica entre la fuerza de inserción y la velocidad. También sucede algo similar entre la fuerza de inserción y la posición.

DiMaio *et al.*, en [20], demostraron que al emplear una aguja *Touhy* calibre 17G en gel de PVC (cloruro de polivinilo), la distribución de la fuerza es más homogénea a altas velocidades, y la fuerza total aumenta con la velocidad. Aunque la fuerza de corte aumenta, la fuerza de fricción se vuelve dominante, pues se incrementa más rápidamente.

En el experimento de Meltsner *et al.*, en [45], emplearon agujas *cónicas* calibre 17G (rotatorias y no rotatorias) para perforar gelatina porcina, y obtuvieron una curva *fuerza-desplazamiento* con una pendiente mayor para giros menores a 5 [*rpm*] o nulos. Podder *et al.*, en [54], realizaron las inserciones a velocidades de entre 5 – 200 [$\frac{mm}{s}$] con una aguja de punta de *diamante* de 18G y gel de PVC; y obtuvieron un resultado similar al experimento anterior, el cual persiste en giros menores a 5 [*Hz*]. En otras palabras, la fuerza axial tiene un comportamiento casi lineal con respecto a la posición.

Tejidos Biológicos. Para los experimentos realizados en tejido biológico, las velocidades de inserción experimentales habituales son entre 0.01 a 250 [$\frac{mm}{s}$]. Se compararon los resultados de tres experimentos en tejido cardíaco porcino, de los cuales se obtienen las siguientes observaciones.

Heverly y Dupont en [31], insertaron una aguja de punta de *diamante* calibre 19G en el epicardio¹³, y observaron una disminución de la fuerza de inserción con velocidades mayores a los 75 [$\frac{mm}{s}$]. Mahvash y Dupont en [43], llevaron a cabo un experimento donde consideran una aguja similar al trabajo anterior para realizar las inserciones, y demuestran que al aumentar

¹³Capa que cubre la superficie externa del corazón.

la velocidad ($1 - 100 \left[\frac{mm}{s}\right]$) la fuerza de punción disminuye, así como el desplazamiento del tejido. En [44] investigan sobre el efecto de la velocidad en la inserción de agujas trocar de punta de *diamante* de 19G y agujas *biseladas* de calibre 18G en el musculo, a velocidades que van desde $1 - 250 \left[\frac{mm}{s}\right]$. Se revela que al incrementar la velocidad hasta los $50 \left[\frac{mm}{s}\right]$ hay una disminución de fuerza de punción, y que al rebasar dicha velocidad, la fuerza de punción parece constante en ambos tipos de agujas.

Kobayashi *et al.*, en [36], emplearon hígado porcino y agujas de calibre 17G, con velocidades de inserción de $0.5 - 8 \left[\frac{mm}{s}\right]$. Encontraron que la fuerza de punción media parece independiente de la velocidad, y que el desplazamiento medio del tejido en el momento de la punción, parece disminuir con la velocidad. En [38], el objetivo del análisis fue conocer la dependencia de la fuerza de fricción con la velocidad, y para esto, realizaron inserciones con agujas similares al experimento anterior, a velocidades que van desde $0.01 - 10 \left[\frac{mm}{s}\right]$; y demostraron que la fuerza de fricción es logarítmica a la velocidad, si esta es menor a $2 \left[\frac{mm}{s}\right]$; y si es superior, se vuelve casi constante.

Abolhassani *et al.*, en [1], realizaron punciones con una aguja *biselada* calibre 18G en pechuga de pavo (con piel) a velocidades de $1 - 20 \left[\frac{mm}{s}\right]$, y encontraron que el desplazamiento del tejido en el momento de la punción disminuyó con el aumento de la velocidad.

En otras palabras, con estos ensayos se comprueba que la fuerza de punción disminuye con el aumento de la velocidad en el corazón porcino, pero se mantiene constante a velocidades superiores a $50 \left[\frac{mm}{s}\right]$. Si se trata de hígado porcino, la fuerza de punción medida parece independiente de la velocidad, pero su variabilidad disminuye con el aumento de la velocidad. También se encontró que la fuerza de fricción en el hígado porcino aumenta con velocidades menores que $2 \left[\frac{mm}{s}\right]$ y permanece constante a velocidades mayores. Además de la velocidad de inserción, también se infiere que la rotación axial de la aguja influye en la fuerza de punción y en la fuerza de corte (debido a los efectos de la perforación), así como la fuerza de fricción.

Capítulo 3

Modelos matemáticos

3.1. Introducción

La inserción percutánea es un método poco invasivo que permite la realización de biopsias, ablación de cáncer por radiofrecuencia, el suministro de medicamentos o anestesia, por citar algunos ejemplos. Aunque existen muchos tipos de herramientas empleadas en éstas prácticas médicas, nuestro trabajo se enfoca únicamente en las intervenciones percutáneas con aguja.

La importancia de analizar el fenómeno de *interacción aguja-tejido blando*, radica en promover el desarrollo de sistemas robóticos para asistencia, simuladores quirúrgicos y para la planeación pre-operatoria. No obstante, el estudio de este fenómeno se vuelve muy complejo debido al comportamiento no lineal del tejido, a su falta de homogeneidad y su opacidad, dificultando así su modelado y la caracterización de fuerzas que interactúan en el proceso (rigidez, corte y fricción). La adquisición de datos del fenómeno de interacción, frecuentemente se lleva a cabo tanto en tejido biológico como en tejido artificial. Es preferible que al emplear tejidos biológicos, la experimentación sea realizada *in vivo*, dado que la sangre y la respiración influyen en las propiedades biomecánicas del material. Los experimentos de inserción se realizan por medio de servomecanismos lineales que permiten guiar la aguja quirúrgica a una velocidad controlada y mediante sensores de fuerza se recolectan los datos necesarios en el estudio.

En este Capítulo se abordan los modelos reológicos considerados para describir la *Fase 1* (cuando la aguja solamente deforma al tejido, sin llegar a la ruptura) y la *Fase 2* (cuando ocurre la ruptura del tejido). Así también, se presenta el modelo matemático de un sistema de inserción propuesto, que dividimos en dos subsistemas: el servomecanismo lineal (encargado de ejercer la fuerza de empuje de la aguja) y el mecanismo de inserción, descrito por los modelos validados en [52], [7] y [25]. De esta manera se analiza la respuesta dinámica del sistema de inserción, ante señales de entrada de tipo constante, rampa, sinusoidal y polinomio de Bézier. Finalmente, se presentan algunos comentarios de los resultados obtenidos en simulación.

3.2. Modelos de la Fase 1

Esta fase también es conocida como la *fase viscoelástica*, y se caracteriza por deformaciones relativamente grandes y comportamientos no lineales.

3.2.1. Modelo Polinomial de Okamura

Okamura *et al.*, en [52], efectuaron una serie de experimentos con la finalidad de caracterizar la rigidez del hígado bovino, así como la fuerza de punción. En su análisis solamente incluyen las fuerzas ejercidas por la aguja antes de desplazarse a través del tejido. La razón por la cual eligen el hígado como un órgano de interés, se debe a que muchas de las prácticas percutáneas se realizan en esa región. Los datos los adquirieron usando un sistema de un grado de libertad equipado con una celda de carga, y acoplaron una aguja quirúrgica *biselada* de 1.27 [mm] de diámetro. Las inserciones las realizaron a una velocidad constante de 3 [$\frac{mm}{s}$] en dos muestras de hígado bovino, cuyo tiempo de decaimiento fue de 3 y 6 horas, respectivamente. En base a los resultados que obtuvieron, desarrollaron un modelo de fuerzas descrito por la ec.(3.1), bajo la premisa de que la no linealidad de las fuerzas *versus* desplazamiento, se deben a que tanto la rigidez como la geometría del tejido no son lineales.

$$f_{rigidez} = \begin{cases} 0, & \text{si } p_{punta} < p_1 \\ f(z), & \text{si } p_1 \leq p_{punta} \leq p_2 \\ 0, & \text{si } p_{punta} > p_3 \end{cases} \quad (3.1)$$

donde, $f_{rigidez}$ es la fuerza de rigidez; $f(z)$ es el modelo de rigidez unidimensional cuasiestático; p_{punta} es la posición de la punta de la aguja; p_1 es la posición de la superficie del tejido sin deformación; p_2 es la posición de la deformación máxima del tejido antes de llegar a la ruptura; p_3 es la posición del tejido después de la punción (relajación), como se puede ver en la Figura 3.1.

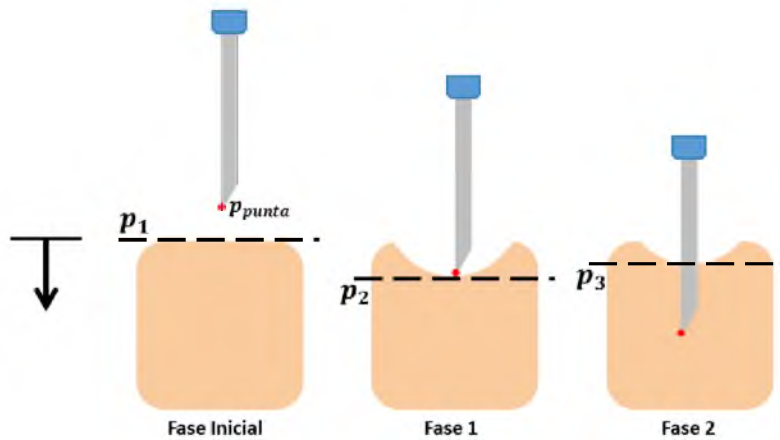


Figura 3.1: Posición del tejido durante el proceso de interacción.

Aunque Fung en [26], afirma que el tejido biológico es linealmente elástico para pequeñas deformaciones. Los resultados experimentales encontrados en Okamura *et al.*, en [52], revelan que antes de la punción hay una gran cantidad de deformación; por lo tanto, sugieren que la fuerza sea modelada con un método no lineal, por lo que proponen un polinomio de segundo orden como la aproximación más adecuada:

$$f_{rigidez} = - (a_1 p + a_2 p^2), \quad (3.2)$$

donde los valores de las constantes varían por las condiciones *post mortem* de los tejidos, como se muestra en la Tabla 3.1.

Hígado 1	Hígado 2
$a_1 = 0.0480 \left[\frac{N}{mm} \right]$	$a_1 = 0.0020 \left[\frac{N}{mm} \right]$
$a_2 = 0.0052 \left[\frac{N}{mm^2} \right]$	$a_2 = 0.0023 \left[\frac{N}{mm^2} \right]$

Tabla 3.1: Valores de los coeficientes de un polinomio para dos muestras de hígado [52].

El valor de cada parámetro está vinculado con las propiedades elásticas del tejido y su respuesta a la deformación; pero se infiere que las diferencias entre los dos tejidos es a causa de la presencia de estructuras debajo de la superficie (vasos sanguíneos). Otro posible motivo es el área de dónde fueron recolectados los datos: para el *Hígado 1* fue de $10 [cm^2]$, mientras que para el *Hígado 2* fue de $5 [cm^2]$, del cual los resultados fueron mejor aproximados.

Tomando como referencia los valores obtenidos en [52], se realizó una simulación numérica para reproducir el comportamiento del tejido para la *Fase 1*. En la Figura 3.2 se muestra la respuesta de la deformación del tejido al interactuar con una aguja a velocidad constante de $3 \left[\frac{mm}{s} \right]$.

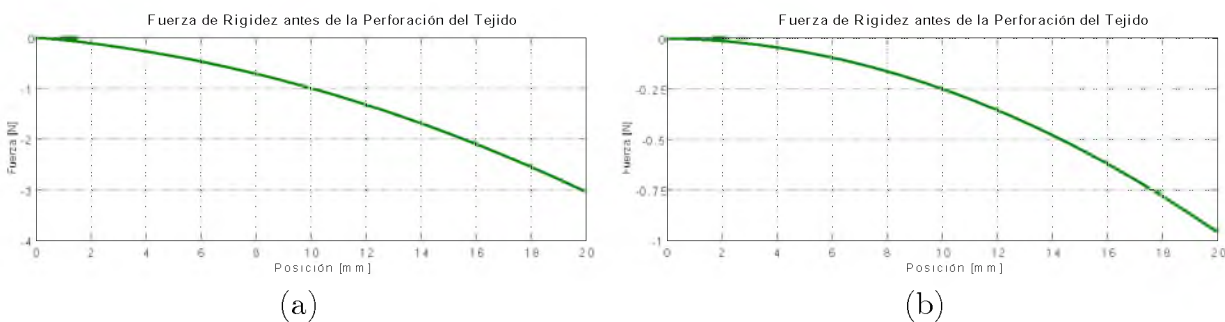


Figura 3.2: Modelo Polinomial de Okamura: (a) Deflexión del Hígado 1 al guiar la aguja a una velocidad constante. (b) Deflexión del Hígado 2 al guiar la aguja a una velocidad constante.

3.2.2. Modelo Kelvin-Voigt

Barbé *et al.*, en [7], realizan la descripción mecánica del tejido mediante una aproximación con los modelos Kelvin-Voigt (KV) y Hunt-Crossley (HC). Para estimar las fuerzas de inserción, emplearon el dispositivo háptico PHANToM de Sensable Technologies, Inc. En el efector final (end effector) del dispositivo háptico instalaron un sensor de fuerza (force sensor) ATI Nano17¹; y sobre el sensor colocaron una aguja quirúrgica (needle) calibre 18 (*ver* Figura 3.3). Propusieron un método robusto basado en el algoritmo de mínimos cuadrados recursivos para la estimación de fuerzas; y con el fin de minimizar el ruido (derivada de la posición del codificador) en el modelo, emplearon filtros de Kalman para estimar la velocidad.

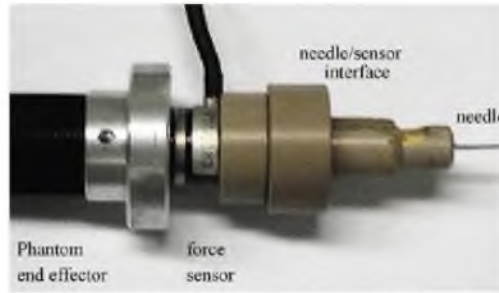


Figura 3.3: Aguja instrumentada en el efector final del dispositivo háptico PHANToM (Cortesía de Barbé *et al.*, en [7]).

En este caso, el modelo se escribe como:

$$f = \begin{cases} -(Kp + Bv), & \text{si } p > 0 \\ 0, & \text{si } p \leq 0 \end{cases} \quad (3.3)$$

donde, f es la fuerza ejercida por el tejido sobre la aguja; p es la posición de la punta de la aguja ($p = 0$, corresponde a la posición inicial); v es la velocidad de la punta de la aguja; K es el coeficiente de rigidez y B es el coeficiente de amortiguamiento del tejido blando.

El modelo lineal de Kelvin-Voigt (KV), es un modelo clásico que describe la fase viscoelástica como una analogía de un sistema resorte-amortiguador. En la Figura 3.4 se observa el diagrama esquemático correspondiente al tejido blando (soft tissue).

Generalmente, la descripción del comportamiento de los tejidos con éste modelo no es la más apropiada, excepto para movimientos muy pequeños, pues en éste caso el comportamiento no es lineal.

¹Las mediciones fueron adquiridas en un rango de frecuencia de 1 [kHz].

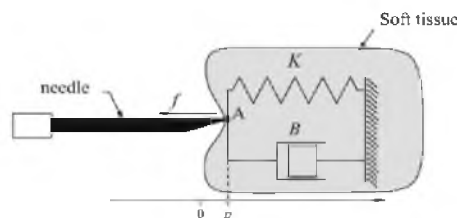


Figura 3.4: Diagrama esquemático de la dinámica *viscoelástica* del tejido blando (Cortesía de Barbé *et al.*, en [7]).

En [7], realizaron dos pruebas experimentales para definir un valor aproximado para K y B . En la primera, realizaron una inserción directa en el hígado, y en la segunda, una inserción en el hígado de un cerdo anestesiado. Observaron que en el caso del perfil del parámetro B es muy similar en ambos casos, pero en las fases de transición se pueden visualizar cambios significativos. Ésta variabilidad en las fases de transición también están presentes en el parámetro K , aunque presenta mayor amplitud en la inserción directa y se muestra dependiente de la posición de la punta de la aguja.

Como se mencionó anteriormente, los parámetros no son constantes. Los valores que consideramos para reproducir la simulación numérica se muestran en la Tabla 3.2.

Rigidez	Amortiguamiento
$K \approx 47 \left[\frac{N}{m} \right]$	$B \approx 6 \left[\frac{N \cdot s}{m} \right]$

Tabla 3.2: Parámetros de amortiguamiento y rigidez de un tejido hepático [7].

Con estos valores para los parámetros, se realizó una simulación numérica del comportamiento del tejido de acuerdo con el modelo KV durante la *Fase 1*. La Figura 3.5 muestra la respuesta de la deformación del tejido al aplicar una velocidad constante de $3 \left[\frac{mm}{s} \right]$.

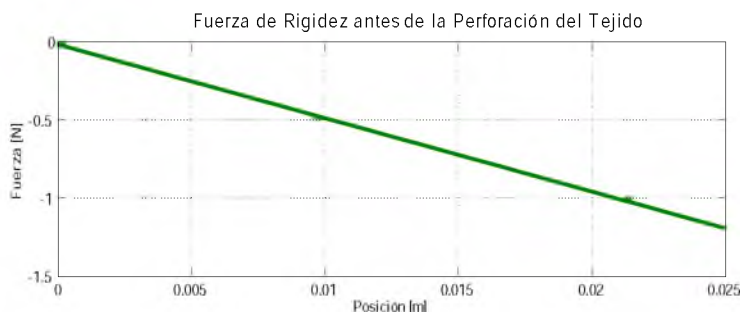


Figura 3.5: Modelo reológico de Kelvin-Voigt: Deflexión del tejido al guiar la aguja con una velocidad constante.

3.2.3. Modelo Hunt-Crossley

Este modelo varía de forma no lineal y está dado en función de la posición de la punta de la aguja, sin tomar en cuenta el movimiento del tejido,

$$f = \begin{cases} -(\mu p^n + \lambda p^n v), & \text{si } p > 0 \\ 0, & \text{si } p \leq 0 \end{cases} \quad (3.4)$$

donde, f es la fuerza ejercida por el tejido sobre la aguja; p es la posición de la punta de la aguja ($p = 0$, corresponde a la posición inicial); v es la velocidad de la punta de la aguja; μ , λ y n son parámetros constantes que dependen de las propiedades del material.

Dado que para el análisis del comportamiento *viscoelástico* del tejido en ésta fase no es necesaria la perforación, Barbé *et al.* [7] llevaron a cabo sus experimentos de inserción en el abdomen de un humano adulto, y se consideraron como disponibles la información sobre la posición y la velocidad de la punta de la aguja. En base a sus resultados, los valores que determinaron para los parámetros y condiciones, se consideraron para un análisis en simulación. Afirman haber obtenido valores cuasi-constantos durante la *fase viscoelástica*, asumiendo que n es constante, y proponen un valor que describe adecuadamente la viscoelasticidad de un material blando. En la Tabla 3.3 se muestran los valores considerados para los parámetros.

Parámetros del tejido		
$\mu = 240,$	$\lambda = 1.5$	$n \approx 1.3$

Tabla 3.3: Parámetros que definen propiedades del tejido abdominal de prueba [7].

En la Figura 3.6 se muestra el resultado de simulación de la deformación del tejido en la región abdominal de un humano adulto, al interactuar con una aguja a una velocidad constante de $3 \left[\frac{mm}{s} \right]$.

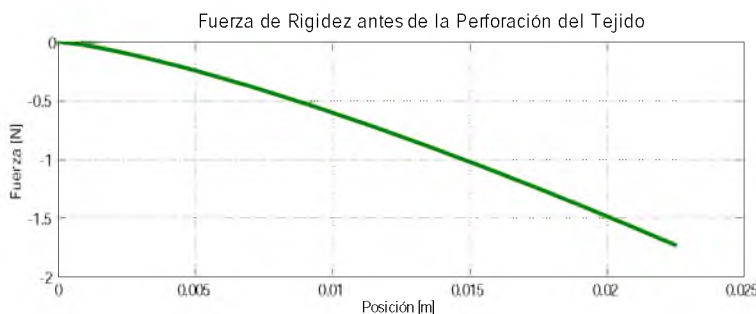


Figura 3.6: Modelo reológico de Hunt-Crossley: Deflexión del tejido al guiar la aguja con una velocidad constante.

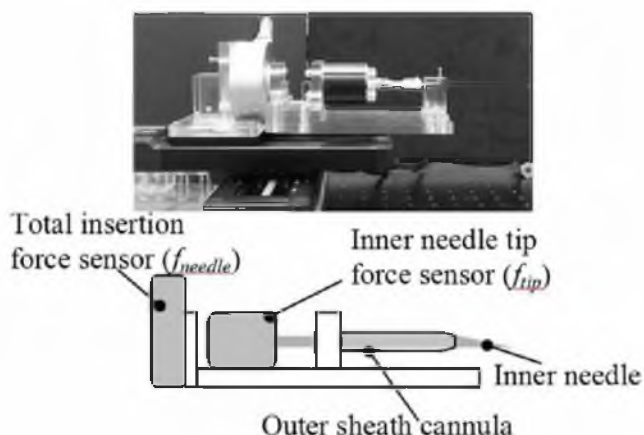


Figura 3.7: Composición de la aguja coaxial (Cortesía de Fukushima *et al.*, en [25]).

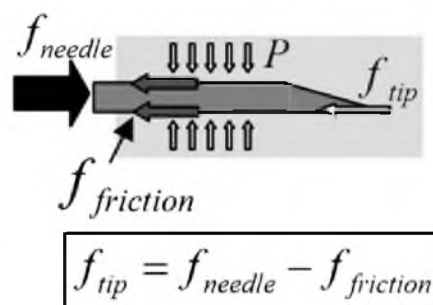


Figura 3.8: Fuerzas que actúan sobre la aguja durante la inserción (Cortesía de Fukushima *et al.*, en [25]).

3.3. Modelo de la Fase 2

3.3.1. Modelo de Fukushima

Fukushima *et al.*, en [25], describen las características de la fuerza durante la inserción de la aguja (*Fase 2*) y la estrategia de estimación para la fuerza de fricción. Para medir la fuerza que actúa sobre la aguja, emplearon una aguja coaxial como se muestra en la Figura 3.7. Esta fuerza fue medida con sensores de capacidades de 50 y 100 [N].

La Figura 3.8 muestra el diagrama esquemático de las fuerzas que interactúan directamente sobre la aguja durante el proceso de inserción. La fuerza de inserción total f_{needle} está definida como la suma de la fuerza de corte f_{tip} y la fuerza de fricción $f_{friction}$, la fuerza $f_{friction}$ se modifica al variar la presión aplicada a la aguja por el tejido, y el área de contacto superficial del tejido sobre la aguja [25].

Realizaron experimentos sistemáticos empleando un tejido artificial basado en silicona; y asumieron que la fuerza de fricción dinámica se presenta como producto de la presión aplicada

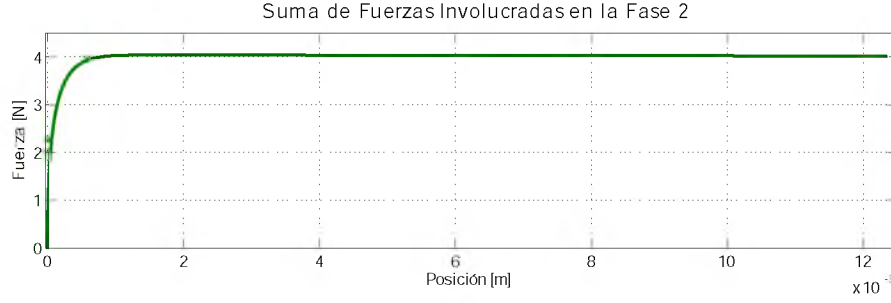


Figura 3.9: Modelo de Fukushima: Fuerza de corte + fricción *versus* desplazamiento de la aguja, en un tejido artificial basado en silicona, al aplicar una fuerza de inserción constante.

sobre la aguja por el tejido, el coeficiente de fricción dinámica y el área de la aguja que está en contacto con el tejido. También, asumieron que el efecto viscoelástico era insignificante; y bajo éstas premisas, el modelo desarrollado en [25], está dado por:

$$\begin{aligned} f_{needle} &= m\ddot{x} + s\dot{x} + \mu Pd\pi x + \varpi, \\ f_{friction}(x) &= \mu Pd\pi x, \\ f_{tip}(\dot{x}) &= s\dot{x}, \end{aligned} \quad (3.5)$$

donde, m es la masa de la aguja; s es el coeficiente de variación de fuerza; μ es el coeficiente de fricción; P es la presión aplicada a la aguja por el tejido; x y \dot{x} son la posición y la velocidad de la punta de la aguja, respectivamente; d es el diámetro de la aguja y ϖ es la perturbación que actúa sobre el sistema.

Para observar el comportamiento de las fuerzas que interactúan en esta fase, se realizó la simulación numérica considerando los valores obtenidos por Fukushima *et al.*, en [25], mostrados en la Tabla 3.4. En la Figura 3.9 se observa el comportamiento de la suma de las fuerzas de corte y fricción (f_{tip} y $f_{friction}$) *versus* el desplazamiento de la aguja, ejerciendo una fuerza de inserción de 4 [N] y considerando a la perturbación ϖ como nula.

Parámetros del sistema de inserción		
$m = 0.00218$ [kg]	$s = 197$ $\frac{N \cdot s}{m}$	$\mu = 0.663$
$P = 6370$ $\frac{N}{m^2}$	$d = 0.0016$ [m]	

Tabla 3.4: Parámetros del sistema de inserción para un tejido artificial [25].

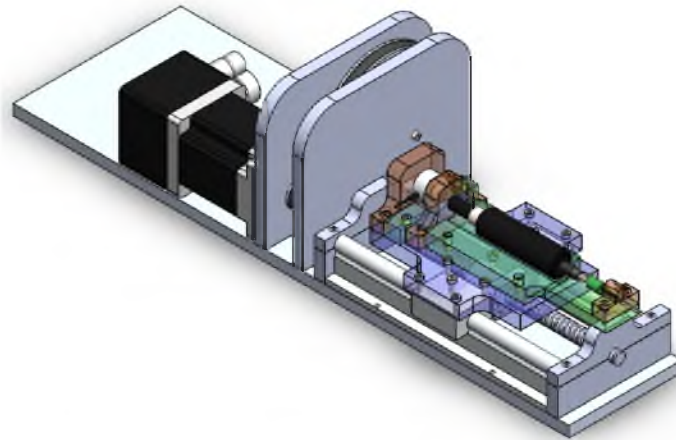


Figura 3.10: Sistema de inserción de aguja en tejido blando.

3.4. Sistema de Inserción

En ésta Sección se presenta el desarrollo de los modelos matemáticos del sistema de inserción considerado para la *interacción aguja-tejido blando*. En la Figura 3.10 se muestra un prototipo virtual del sistema de inserción. La propuesta del concepto de diseño del prototipo se describe en el Capítulo 5; y fue elaborado bajo la consideración de que algunos dispositivos y materiales se encuentran disponibles en el Laboratorio de Mecatrónica Aplicada.

El sistema de inserción está compuesto por dos subsistemas: (A) el **mecanismo lineal** y (B) el **mecanismo de inserción**; como se muestra en la Figura 3.11.



Figura 3.11: Subsistemas que componen al sistema de inserción: (A) Mecanismo Lineal, (B) Mecanismo de Inserción.

El *mecanismo lineal* está conformado por un tren de accionamiento mediante poleas (1) para reducir la velocidad del motor eléctrico de corriente directa (2), y un tornillo de potencia (6) que convierte el movimiento angular de la flecha del actuador en desplazamiento lineal mediante una tuerca, a la que está montada una mesa. El *mecanismo de inserción* se

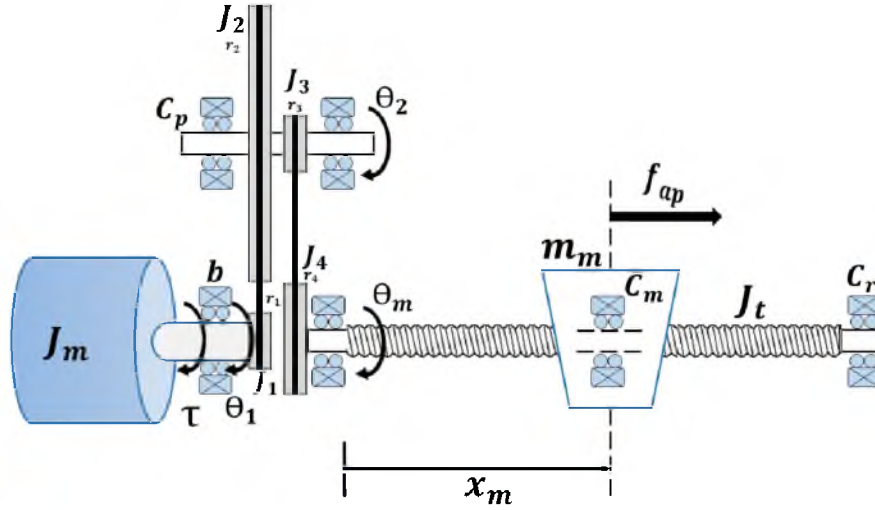


Figura 3.12: Diagrama esquemático del mecanismo lineal.

encuentra montado en la mesa móvil del mecanismo lineal, mediante una base-soporte (3) donde se encuentra la aguja quirúrgica (5) instrumentada con sensores de fuerza (4), para registrar las fuerzas involucradas en el proceso.

3.4.1. Mecanismo Lineal

En la Figura 3.12 se muestra un diagrama esquemático del *mecanismo lineal*, donde J_m y b representan el momento polar de inercia y el coeficiente de fricción viscosa del rotor del motor eléctrico, respectivamente; J_1 , J_2 , J_3 y J_4 representan el momento polar de inercia de cada polea que conforma el sistema de transmisión; los parámetros r_1 , r_2 , r_3 y r_4 se usan para identificar los radios de cada una de las poleas; J_t representa el momento polar de inercia del tornillo de potencia; C_p , C_r y C_m representan los coeficiente de fricción viscosa de los rodamientos que soportan a la flecha de las poleas 2 y 3, al tornillo de potencia y a su tuerca, respectivamente. Los desplazamientos angulares se denotan con las variables θ_1 , θ_2 , θ_m , y corresponden al desplazamiento angular de salida de la flecha del motor eléctrico, al desplazamiento angular que resulta de la primera reducción de velocidad y al desplazamiento angular del tornillo de potencia, respectivamente. La masa de la mesa móvil del mecanismo lineal se denota con m_m , f_{ap} es la fuerza aplicada por el tornillo de potencia y τ es el par aplicado por el motor eléctrico.

Se considera que los elementos del subsistema son cuerpos rígidos. El desplazamiento angular del tornillo de potencia es directamente proporcional al desplazamiento angular de la flecha del motor eléctrico a una razón de $\theta_1 = \eta_3 \theta_m$, donde $\eta_3 = \frac{r_2 \cdot r_4}{r_1 \cdot r_3}$ representa la relación de transmisión de las poleas sincronas. La relación cinemática entre el tornillo de potencia y la mesa móvil está dada por: $x_m = \eta_1 \theta_m$, con $\eta_1 = \frac{p_t}{2\pi}$ (p_t representa el paso del husillo de bolas).

Basándonos en las ecuaciones de Euler-Lagrange [72], [28], el Lagrangiano L del sistema está dado por: $L = \sum E_c - \sum E_p$, donde $\sum E_c$ es la suma de la energía cinética del sistema, y $\sum E_p$ es la suma de la energía potencial [8]. Por consiguiente,

$$\sum E_c = E_{rotor} + E_{polea1} + E_{polea2} + E_{polea3} + E_{polea4} + E_{tornillo} + E_{mesa}, \quad (3.6)$$

donde,

$$\begin{aligned} E_{rotor} &= \frac{1}{2}J_m\dot{\theta}_1^2, & E_{polea1} &= \frac{1}{2}J_1\dot{\theta}_1^2, & E_{polea2} &= \frac{1}{2}J_2\dot{\theta}_2^2, & E_{polea3} &= \frac{1}{2}J_3\dot{\theta}_2^2, \\ E_{polea4} &= \frac{1}{2}J_4\dot{\theta}_m^2, & E_{tornillo} &= \frac{1}{2}J_t\dot{\theta}_m^2, & E_{mesa} &= \frac{1}{2}m_m\dot{x}_m^2. \end{aligned}$$

La sumatoria de la energía potencial mecánica del sistema es $\sum E_p = 0$, ya que el mecanismo no cuenta con elementos que almacenen energía. Debido al uso de rodamientos se considera el efecto de la fricción viscosa, empleando la función de disipación de Rayleigh [28] denotada por D ; y la sumatoria de la fricción viscosa debido a los rodamientos está dada por:

$$\sum D = \frac{1}{2}b\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}C_p\dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2}C_r\dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2}C_m\dot{x}_m^2. \quad (3.7)$$

El Lagrangiano del sistema en términos de la coordenada generalizada $q = \theta_m$, es:

$$L = \frac{1}{2}(J_m + J_1)\eta_3^2\dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2}(J_2 + J_3)\eta_2^2\dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2}(J_4 + J_t)\dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2}m_m\eta_1^2\dot{\theta}_m^2, \quad (3.8)$$

con $\eta_2 = \frac{r_4}{r_3}$.

Así que la ecuación de Euler-Lagrange para el mecanismo lineal está dada por:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}} = Q, \quad (3.9)$$

donde Q es la fuerza generalizada dada por el par τ del motor eléctrico en proporción con la relación cinemática η_3 , es decir, $Q = \eta_3\tau$.

Calculando cada uno de los términos de la ec.(3.9) se tiene que:

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) &= [(J_m + J_1)\eta_3^2 + (J_2 + J_3)\eta_2^2 + (J_4 + J_t) + m_m\eta_1^2] \ddot{\theta}_m, \\ \frac{\partial L}{\partial q} &= 0, \\ \frac{\partial D}{\partial \dot{q}} &= [b\eta_3^2 + C_p\eta_2^2 + C_r + C_m\eta_1^2] \dot{\theta}_m, \end{aligned}$$

y sustituyendo en la misma ecuación, se obtiene la *dinámica de la parte mecánica*:

$$J_{eq}\ddot{\theta}_m + C_{eq}\dot{\theta}_m = \eta_3\tau, \quad (3.10)$$

siendo,

$$\begin{aligned} J_{eq} &= (J_m + J_1)\eta_3^2 + (J_2 + J_3)\eta_2^2 + (J_4 + J_t) + m_m\eta_1^2, \\ C_{eq} &= b\eta_3^2 + C_p\eta_2^2 + C_r + C_m\eta_1^2. \end{aligned}$$

Se sabe, que la corriente de armadura genera un par τ sobre la flecha del rotor del motor eléctrico mediante la relación $\tau = K_m i_a$, donde K_m representa la constante mecánica del actuador [16]. Además, este par se relaciona de manera proporcional al par τ_{ap} aplicado por el mecanismo lineal a través del tornillo de potencia, y que esta dado por: $\tau_{ap} = \eta_3 \tau$. Por consiguiente, la fuerza f_{ap} aplicada por el tornillo de potencia está en relación con el par τ_{ap} mediante: $f_{ap} = \frac{1}{\eta_1} \tau_{ap}$.

La ecuación *dinámica de la parte eléctrica* del mecanismo lineal, se obtiene mediante un análisis de malla en un circuito en serie [11] equivalente a la parte eléctrica de un motor [16], por lo que la ecuación es:

$$V_a = e + R_a i_a + L_a \frac{di_a}{dt}, \quad (3.11)$$

donde V_a e i_a son la tensión aplicada y la corriente que circula al interior de la armadura del motor eléctrico, respectivamente; R_a y L_a son la resistencia e inductancia de armadura (devanado del rotor) del motor eléctrico, respectivamente; e es la tensión inducida, que se puede modelar como $e = K_e \omega_m$; siendo K_e la constante de fuerza contraelectromotriz y ω_m la velocidad angular de la flecha del motor, es decir, $\omega_m = \dot{\theta}_m$.

Para la representación en variables de estado de las ecs.(3.10) y (3.11), se definen variables como: $x_1 = \theta_m$, $x_2 = \dot{\theta}_m$, $x_3 = i_a$; considerando como señal de entrada al voltaje de armadura, $u = V_a$. Las ecuaciones dinámicas quedan dadas por:

$$\begin{aligned} \dot{x}_1 &= x_2, \\ \dot{x}_2 &= \frac{1}{J_{eq}} [-C_{eq}x_2 + \eta_3 K_m x_3], \\ \dot{x}_3 &= \frac{1}{L_a} [u - \eta_3 K_e x_2 - R_a x_3]. \end{aligned}$$

Por lo tanto, la representación en el espacio de estados se define como:

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{A}\mathbf{x}(t) + \mathbf{B}u(t), \quad (3.12)$$

con,

$$\mathbf{x}(t) = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & -\frac{C_{eq}}{J_{eq}} & \frac{\eta_3 K_m}{J_{eq}} \\ 0 & -\frac{\eta_3 K_e}{L_a} & -\frac{R_a}{L_a} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{B} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{1}{L_a} \end{bmatrix}.$$

En la Figura 3.13 se muestran los resultados de la simulación numérica del mecanismo lineal empleando el programa MATLAB/Simulink, y el método numérico *Runge-Kutta* con un paso de integración de $10 \text{ } [\mu\text{s}]$. Los valores de los parámetros considerados se muestran en la Tabla 3.5.

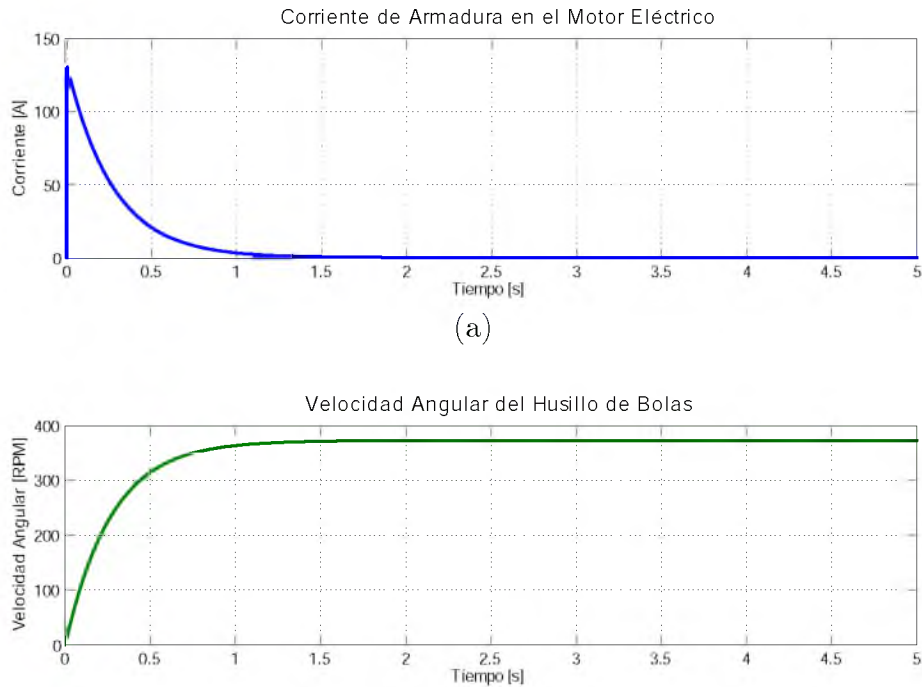


Figura 3.13: Respuesta del Mecanismo Lineal en lazo abierto: (a) Corriente de armadura. (b) Velocidad del tornillo de potencia.

Valores de los parámetros del mecanismo lineal			
$J_m = 1.34 \times 10^{-4} \text{ } [kg \cdot m^2]$	$V_a = 48 \text{ } [V]$	$b = 91.3 \times 10^{-6} \text{ } \left[\frac{N \cdot s}{m} \right]$	$r_1 = 0.01 \text{ } [m]$
$J_1 = 5.99 \times 10^{-3} \text{ } [kg \cdot m^2]$	$L_a = 1.61 \times 10^{-4} \text{ } [H]$	$C_p = 5 \times 10^{-5} \text{ } \left[\frac{N \cdot s}{m} \right]$	$r_2 = 0.05 \text{ } [m]$
$J_2 = 66.83 \times 10^{-3} \text{ } [kg \cdot m^2]$	$R_a = 0.365 \text{ } [\Omega]$	$C_r = 5 \times 10^{-5} \text{ } \left[\frac{N \cdot s}{m} \right]$	$r_3 = 0.01 \text{ } [m]$
$J_3 = 66.83 \times 10^{-3} \text{ } [kg \cdot m^2]$	$K_m = 0.123 \text{ } \left[\frac{N \cdot m}{A} \right]$	$C_m = 5 \times 10^{-5} \text{ } \left[\frac{N \cdot s}{m} \right]$	$r_4 = 0.02 \text{ } [m]$
$J_4 = 23.83 \times 10^{-3} \text{ } [kg \cdot m^2]$	$K_e = 0.123 \text{ } \left[\frac{V \cdot s}{rad} \right]$	$\eta_1 = 6.366 \times 10^{-4}$	$p_t = 0.004 \text{ } [m]$
$J_t = 0.211 \text{ } [kg \cdot m^2]$	$m_m = 0.908 \text{ } [kg]$	$\eta_2 = 2$	$\eta_3 = 10$

Tabla 3.5: Parámetros del Mecanismo Lineal.

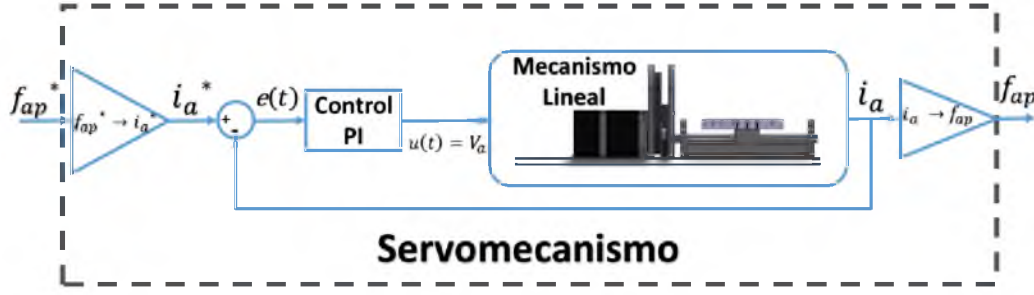


Figura 3.14: Diagrama de bloques del lazo de control del mecanismo lineal.

3.4.2. Servomecanismo

El tornillo de potencia del mecanismo lineal transmite una fuerza f_{ap} al mecanismo de inserción. Esa fuerza aplicada está en relación con el par de la flecha del motor eléctrico y la corriente de armadura, por lo que para un valor de fuerza deseada f_{ap}^* se puede calcular la corriente de armadura deseada i_a^* mediante:

$$i_a^* = \frac{\eta_1}{\eta_3 K_m} f_{ap}^* \quad (3.13)$$

Para que la fuerza ejercida sobre el tejido se mantenga en un valor deseado durante el proceso de inserción, se ha considerado un lazo de control mediante la realimentación de la corriente de armadura del motor eléctrico, tal como se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 3.14.

Se propone un controlador Proporcional Integral (PI) de la forma:

$$u(t) = K_p e(t) + \frac{K_p}{T_i} \int_0^t e(\tau) d\tau, \quad (3.14)$$

donde, $u(t)$ es el voltaje aplicado V_a en la armadura del motor eléctrico; K_p y T_i es la ganancia proporcional y el tiempo integral, respectivamente; $e(t) = i_a^* - i_a$ es la señal del error obtenida por la diferencia de la corriente de armadura deseada i_a^* y la corriente de armadura i_a actual del motor eléctrico. Las ganancias fueron sintonizadas de acuerdo a la respuesta requerida en el mecanismo lineal, siendo $K_p = 0.2$ y $T_i = \frac{1}{500}$. En la Figura 3.15 se muestran los resultados de simulación numérica obtenidos para este servomecanismo.

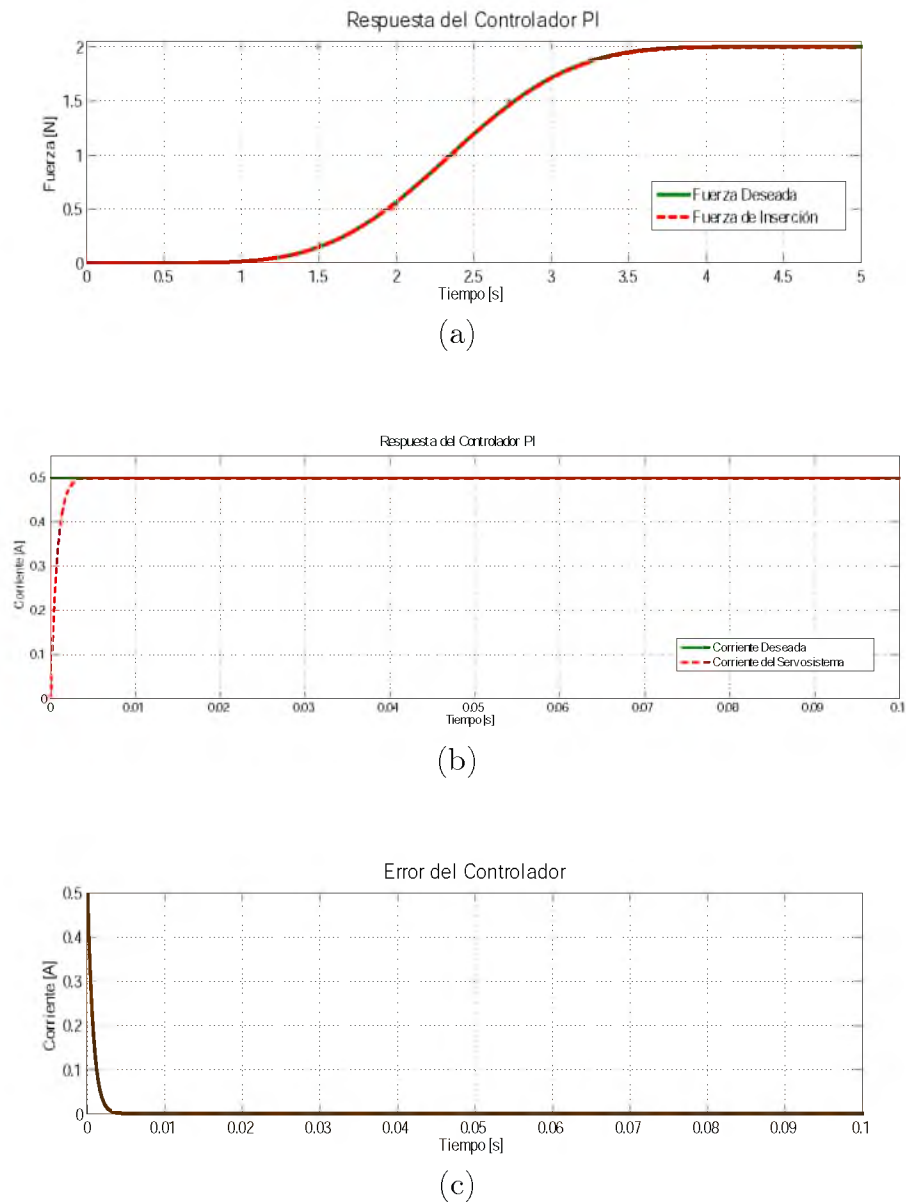


Figura 3.15: Respuesta del Servomecanismo: (a) Fuerza deseada *versus* Fuerza de Inserción. (b) Corriente deseada *versus* Corriente de armadura. (c) Señal de error del controlador.

3.4.3. Dinámica considerada en la interacción Aguja-Tejido Blando

La dinámica considerada en el proceso de interacción aguja-tejido corresponde al mecanismo de inserción, como se muestra en la Figura 3.16, que tiene como señal de entrada a la fuerza aplicada f_{ap} por el servomecanismo. Esta dinámica de interacción queda descrita por la ec.(3.15),

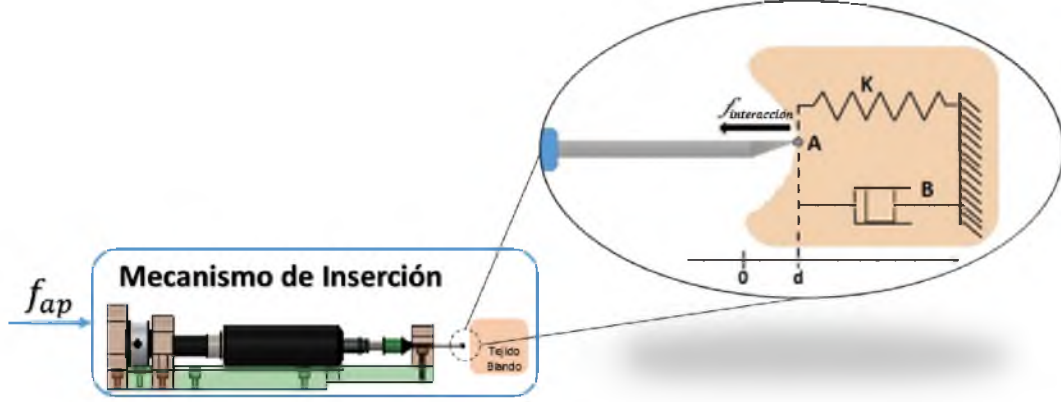


Figura 3.16: Dinámica considerada en la interacción aguja-tejido blando.

$$f_{inserción} = m\ddot{x} + f_{interacción}, \quad (3.15)$$

donde, $f_{inserción} = f_{ap}$ es la fuerza aplicada por el servomecanismo; $f_{interacción}$ corresponde a la fuerza de interacción con el tejido blando, que está descrita por los modelos de fuerza de la *Fase 1* (fuerza de rigidez) y el modelo de la *Fase 2* (contribución de la fuerza de corte y fricción); x describe la posición de la punta de la aguja (y sus derivadas respecto del tiempo: $\frac{dx}{dt} = \dot{x}$ y $\frac{d^2x}{dt^2} = \ddot{x}$, la velocidad y aceleración, respectivamente); y m es la masa total de la aguja, de los sensores de fuerza y de la base-soporte del mecanismo de inserción, que equivale a $0.3 [kg]$.

Para la representación en variables de estado de la ec.(3.15), se definen variables como: $z_1 = x$, $z_2 = \dot{x}$; considerando como señal de entrada a la fuerza de inserción, $u = f_{inserción}$. Las ecuaciones dinámicas quedan dadas por:

$$\begin{aligned} \dot{z}_1 &= z_2, \\ \dot{z}_2 &= \frac{1}{m}(u - f_{interacción}). \end{aligned} \quad (3.16)$$

Por lo tanto, la representación en el espacio de estados se define como:

$$\dot{\mathbf{z}}(t) = \mathbf{A}\mathbf{z}(t) + \mathbf{B}u(t) + \mathbf{E}f_{interacción}, \quad (3.17)$$

con,

$$\mathbf{z}(t) = \begin{bmatrix} z_1 \\ z_2 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{B} = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{m} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{E} = \begin{bmatrix} 0 \\ -\frac{1}{m} \end{bmatrix}.$$

Para los casos de estudio de la *Fase 1*, se tiene lo siguiente:

- Cuando la fuerza de interacción $f_{interacción}$ se define con el modelo de fuerzas polinomial de Okamura [52] dado por la ec.(3.2), la ec.(3.15) se reescribe como:

$$f_{inserción} = m\ddot{x} + a_1x + a_2x^2. \quad (3.18)$$

- Y si $f_{interacción}$ se define con el modelo de fuerzas Kelvin-Voigt (KV) [7] dado por la ec.(3.3), la ec.(3.15) se reescribe como:

$$f_{inserción} = m\ddot{x} + B\dot{x} + Kx. \quad (3.19)$$

- Ahora, usando el modelo de fuerzas Hunt-Crossley (HC) [7] dado por la ec.(3.4) para definir $f_{interacción}$, la ec.(3.15) se reescribe como:

$$f_{inserción} = m\ddot{x} + \lambda x^n \dot{x} + \mu x^n. \quad (3.20)$$

Y para el caso de estudio de la *Fase 2*, se considera que la fuerza de interacción $f_{interacción}$ está definida por los términos de fuerza de corte $f_{tip}(\dot{x}) = s\dot{x}$ y fuerza de fricción $f_{friction}(x) = \mu P d \pi x$ del modelo de Fukushima [25], dado por la ec.(3.5). Por consiguiente, la ec.(3.15) se reescribe como:

$$f_{inserción} = m\ddot{x} + s\dot{x} + \mu P d \pi x. \quad (3.21)$$

Estos casos de estudio de la dinámica de *interacción aguja-tejido blando* para la *Fase 1* y *2*, han sido analizados en simulaciones numéricas; usando señales de entrada tipo: constante, rampa, sinusoidal y polinomio de Bézier, como fuerza de inserción. En la Sección 3.6 se muestran los resultados obtenidos.

3.5. Propiedades del Sistema de Inserción

R. Kalman introdujo los conceptos de controlabilidad y observabilidad en sistemas dinámicos lineales (*ver* Kalman *et al.*, en [34]), que son las propiedades importantes en el diseño de sistemas de control en el espacio de estados. Aunque la mayor parte de los sistemas físicos no son controlables y observables, los modelos matemáticos correspondientes tal vez no posean la propiedad de controlabilidad y observabilidad. En este caso, es necesario conocer las condiciones bajo las cuales un sistema es controlable y observable.

3.5.1. Controlabilidad

Un sistema lineal de una entrada y una salida descrito mediante la ecuación de estado $\dot{\mathbf{x}} = A\mathbf{x} + Bu$, es de estado completamente *controlable*² (*ver* [51]), sí y sólo sí los vectores $B, AB, \dots, A^{n-1}B$ son linealmente independientes o la matriz de $n \times n$,

²Un sistema es *controlable* en el tiempo t_o si se puede llevar de cualquier estado inicial $\mathbf{x}(t_o)$ a cualquier otro estado, mediante un vector de control sin restricciones en un intervalo de tiempo finito.

$$C_k = \left[B : AB : \dots : A^{n-1}B \right],$$

es de rango n . Generalmente a esta matriz se le denomina como *matriz de controlabilidad*.

Para conocer si el mecanismo lineal (ec.(3.12)) cumple con ésta propiedad, se construye la matriz de controlabilidad C_k , dada por $C_k = [B, AB, A^2B]$,

$$C_k = \begin{bmatrix} 0 & 0 & \frac{\eta_3 K_m}{L_a J_{eq}} \\ 0 & \frac{\eta_3 K_m}{L_a J_{eq}} & \frac{C_{eq} R_a + \eta_3^2 K_m K_e}{L_a^2 J_{eq}} \\ \frac{1}{L_a} & -\frac{R_a}{L_a^2} & \frac{R_a^2}{L_a^3} - \frac{\eta_3^2 K_m K_e}{L_a^2 J_{eq}} \end{bmatrix}.$$

El rango de la matriz de controlabilidad es $C_k = 3$, y el determinante es: $\det C_k = -\frac{\eta_3^2 K_m^2}{L_a^3 J_{eq}^2}$, es no singular; por lo que el sistema es de *estado completamente controlable*.

3.5.2. Observabilidad

El concepto de observabilidad es útil al resolver el problema de reconstruir variables de estado no medibles, a partir de variables que si lo son en el menor tiempo posible (*ver [51]*). Dado un sistema lineal descrito mediante la ecuación de estado $\dot{\mathbf{x}} = A\mathbf{x}$ y la ecuación de salida $y = C\mathbf{x}$, es completamente *observable*³ si el estado $\mathbf{x}(t_0)$ se determina a través de la observación de $y(t)$ durante un intervalo de tiempo finito, $t_0 < t < t_1$. Por lo tanto, el sistema es completamente observable sí y sólo si la matriz $n \times nm$,

$$O_k = \left[C^T : A^T C^T : \dots : (A^T)^{n-1} C^T \right],$$

es de *rango* n , o tiene n vectores columna linealmente independientes. Ésta se denomina *matriz de observabilidad*.

Considerando la dinámica del mecanismo de inserción, dada por la ec.(3.17), y como salida a: $y = C\mathbf{z} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix} \mathbf{z}$; la matriz de observabilidad O_k se obtiene mediante $O_k = [C^T, A^T C^T]$,

$$O_k = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

El rango de la matriz de observabilidad es $O_k = 2$, y el determinante es: $\det O_k = 1$, es no singular; por lo que el sistema es de *estado completamente observable*.

³Un sistema es *observable* en el tiempo t_o si, con el sistema en el estado $\mathbf{x}(t_o)$, es posible determinar este estado a partir de la observación de la salida durante un intervalo de tiempo finito.

3.6. Simulación numérica del Sistema de Inserción

El análisis de la dinámica de *interacción aguja-tejido blando* de la *Fase 1* y *2*, se ha realizado mediante simulación numérica; considerando diversas señales de prueba como fuerza de inserción $f_{inserción}$:

- Constante:

$$f_{inserción} = A, \quad \text{con } A = 2, 2.3040, 4. \quad (3.22)$$

- Rampa:

$$f_{inserción} = at, \quad \text{con } a = 0.15, 0.45. \quad (3.23)$$

- Sinusoidal:

$$f_{inserción} = 0.5 \text{ sen}^2(\omega t), \quad \text{con } \omega = 0.2\pi, 0.4\pi. \quad (3.24)$$

- Polinomio de Bézier:

$$f_{inserción} = f_{inicial} + (f_{final} - f_{inicial})\varphi(t, t_o, t_f), \quad (3.25)$$

con,

$$\varphi(t, t_o, t_f) = \Delta^8 \sum_{i=1}^9 (-1)^{i+1} r_i \Delta^{i-1}, \quad \Delta = \frac{t - t_o}{t_f - t_o},$$

donde, t es la variable del tiempo, t_o corresponde al tiempo inicial y t_f el tiempo final; $f_{inicial}$ y f_{final} , corresponden a la fuerza de inserción inicial y final, respectivamente; $r_1 = 12870$, $r_2 = 91520$, $r_3 = 288288$, $r_4 = 524160$, $r_5 = 600600$, $r_6 = 443520$, $r_7 = 205920$, $r_8 = 54912$, $r_9 = 6435$.

En la Figura 3.17 se muestra un diagrama del esquema empleado en simulación para el análisis de esta dinámica; usando las ecs.(3.10), (3.11), (3.13) y (3.14) que corresponden al servomecanismo; y las ecs.(3.18), (3.19), (3.20), y (3.21) que corresponden a los casos de estudio de la dinámica de *interacción aguja-tejido blando* de la *Fase 1* y *2* (ver detalles de la programación en el Apéndice A.1). Las variables x y \dot{x} corresponden a la posición y a la velocidad de la punta de la aguja, respectivamente; f_{ap}^* y $f_{ap} = f_{inserción}$, son la fuerza deseada (de acuerdo a los tipos de señales de prueba) y la fuerza aplicada por el servomecanismo, respectivamente; y $f_{interacción}$ es la resultante de las fuerzas de interacción de acuerdo a los casos de estudio de las *Fases 1* y *2*, mencionados anteriormente.

3.6.1. Fase 1: Resultados de la fase viscoelástica del tejido blando

3.6.1.1. Modelo Polinomial de Okamura

Hígado 1. Considerando el modelo descrito por la ec.(3.18), los parámetros indicados en la Tabla 3.1 que corresponden al *Hígado 1*, y aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ constante de 2.3040 [N], se obtienen los siguientes resultados.



Figura 3.17: Esquema empleado en la simulación numérica para el análisis de la dinámica de interacción aguja-tejido blando.

En la gráfica de la Figura 3.18(a) se muestran las dos fuerzas que interactúan en la *Fase 1*. Se observa que la fuerza de rigidez del tejido inicialmente se mantiene en un valor de *cero*; pero conforme transcurre el tiempo de simulación, la fuerza de inserción logra vencer dicha fuerza. La deflexión del tejido es de aproximadamente 14 [mm] y de acuerdo con los resultados de la simulación, la fuerza de rigidez alcanza un valor de 1.69 [N], cuyo comportamiento se puede visualizar en la Figura 3.18(b). En las Figuras 3.18(c) y (d), se muestra la velocidad y la posición de la punta de la aguja, respectivamente. Es importante señalar que la velocidad mantiene un incremento casi lineal durante el primer segundo de simulación.

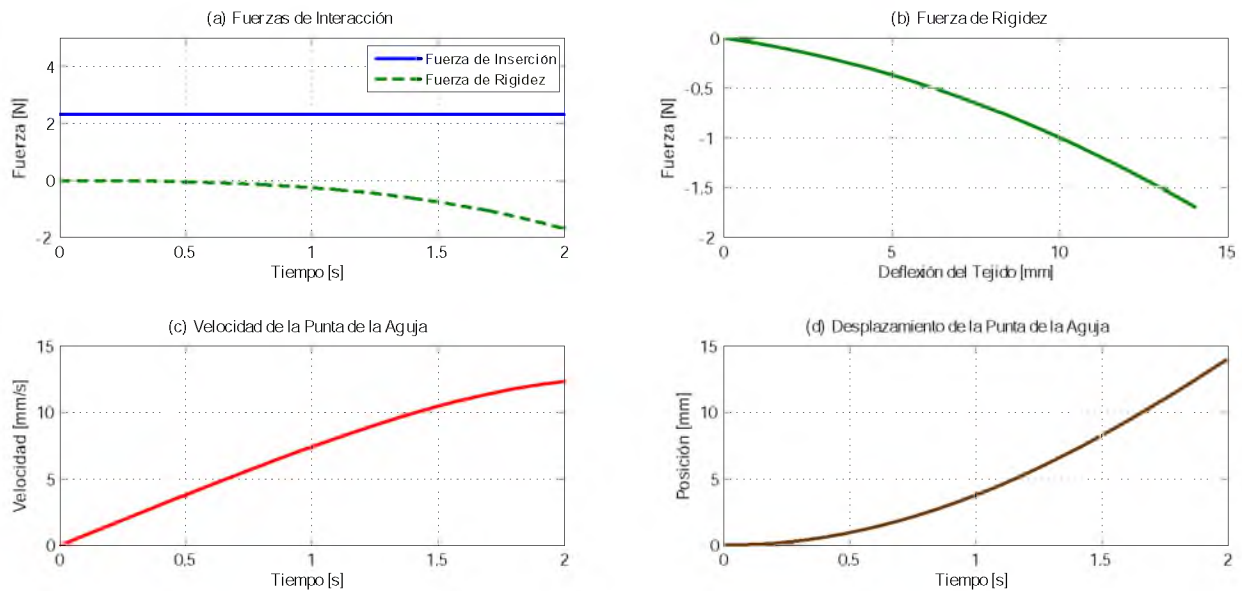


Figura 3.18: Modelo Okamura (H1): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción constante.

Se realizó otra simulación numérica empleando los parámetros anteriormente mencionados, y una fuerza de inserción $f_{inserción}$ del tipo Rampa con un valor de $0.15t$ [N]. En la Figura 3.19(a) se muestran las fuerzas que interactúan en la fase viscoelástica del proceso de inserción, donde se logra visualizar que el tejido no genera ninguna reacción al ser sometido a fuerzas menores de 250 [mN]. De acuerdo con lo observado en simulación, cuando la fuerza de inserción alcanza su valor final de 750 [mN], el tejido genera una fuerza de rigidez de 704 [mN] y una deformación de aproximadamente 8 [mm] (ver la Figura 3.19(b)). En las Figuras 3.19(c) y (d), se muestran los perfiles de velocidad y posición de la punta de la aguja, respectivamente.

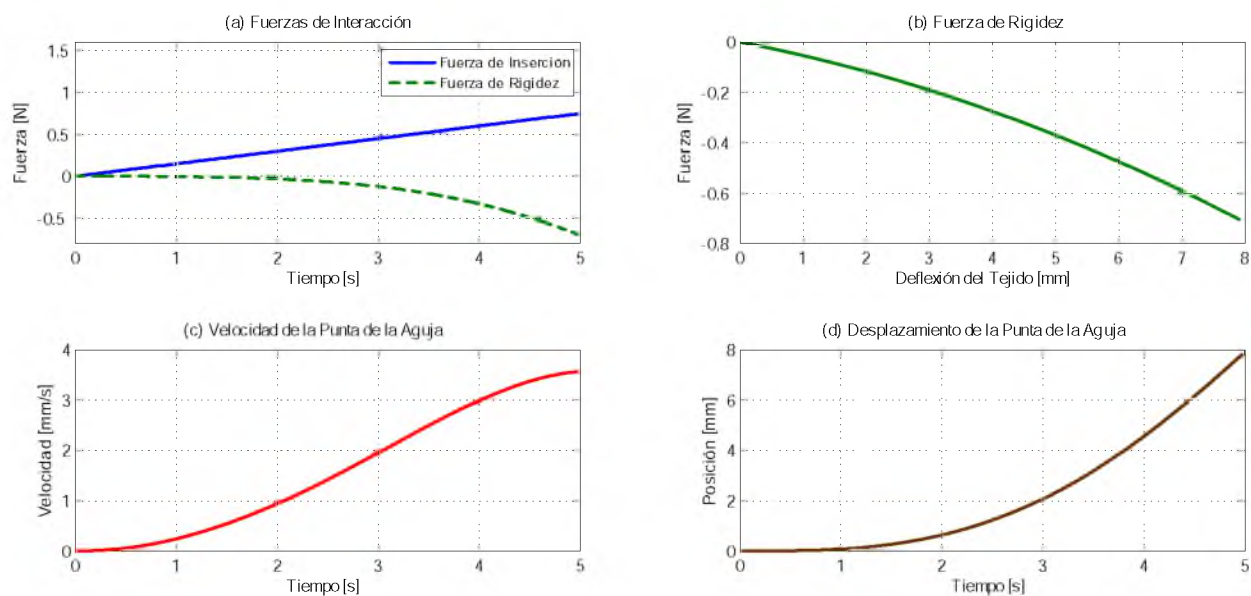


Figura 3.19: Modelo Okamura (H1): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de Inserción tipo Rampa.

Así también, el modelo se probó con una fuerza de inserción del tipo Sinusoidal dada por la ec.(3.24), con $\omega = 0.4\pi$. Los resultados se muestran en la Figura 3.20.

En la gráfica de la Figura 3.20(a) se muestra la fuerza de reacción del tejido al ser sometido a una fuerza de entrada con las características anteriormente descritas. Se puede observar que aunque en ciertos instantes la fuerza de inserción decrece, la fuerza de rigidez del tejido continúa en aumento; y de acuerdo a los resultados de simulación, se genera una fuerza total de $548 [mN]$ y una deflexión en el tejido de aproximadamente $6.6 [mm]$ (ver Figura 3.20(b)). La evolución de la velocidad se muestra en la gráfica de la Figura 3.20(c), donde se observa que la velocidad de inserción va en aumento los primeros dos segundos de la simulación; decae un poco antes de que la fuerza de inserción sea cero, e incrementa una vez que la fuerza de inserción vuelve a ser significativa. Finalmente se observa otra caída de velocidad que coincide con la disminución de la fuerza de entrada. Por otro lado, en la gráfica de la Figura 3.20(d) se muestra que la deformación del tejido es no homogénea, lo que refleja el intento del tejido por restituirse a su forma original, aunque no lo logra debido a la frecuencia de la fuerza de empuje a la que está sometido.

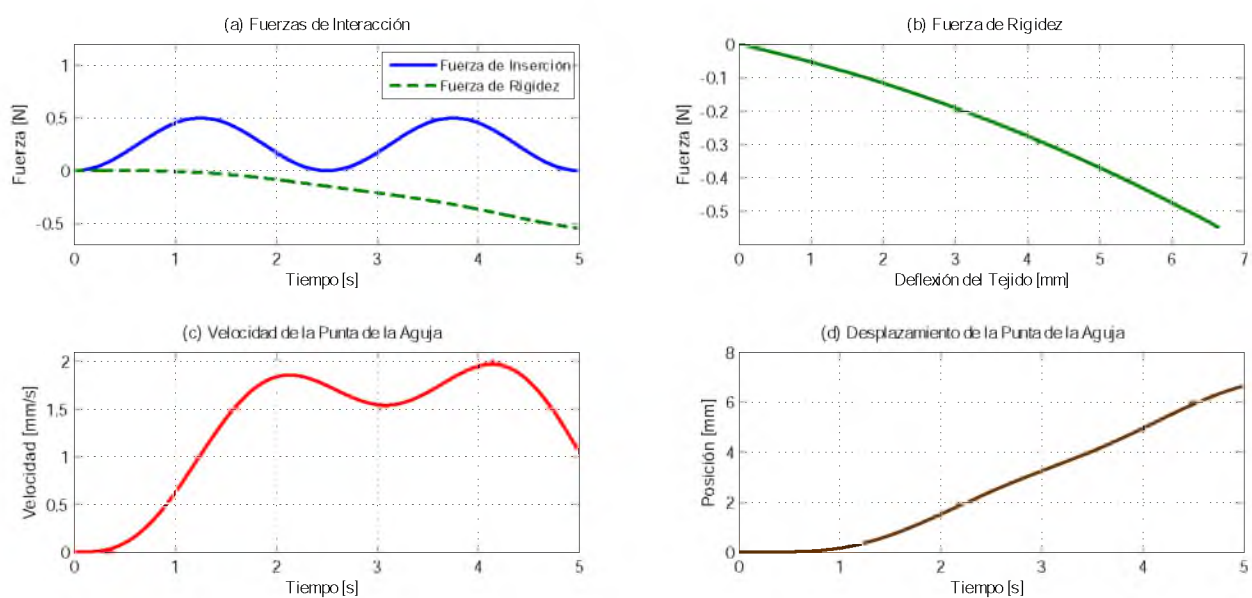


Figura 3.20: Modelo Okamura (H1): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Sinusoidal.

Ahora, empleando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ con un perfil polinomial de Bézier de acuerdo a la ec.(3.25)⁴, se analizó el comportamiento del tejido blando a partir de los siguientes resultados de simulación. La Figura 3.21(a) corresponde a las fuerzas presentes en la *fase viscoelástica*; debido a la naturaleza del perfil de fuerza de inserción, el tejido comienza a generar una fuerza de reacción hasta que la fuerza de inserción alcanza un valor de 1.2 [N]. En la Figura 3.21(b) se presenta la deflexión en el tejido, y que de acuerdo a lo observado en simulación, es de aproximadamente 19.5 [mm] ante una fuerza máxima de rigidez de 2.9 [N]. La velocidad se incrementa conforme aumenta la fuerza de inserción, y al mantenerse en un valor constante, la velocidad comienza a decrecer (*ver* Figura 3.21(c)). El tejido comienza a sufrir deformación cuando la fuerza de inserción comienza a ser significativa, y se muestra en la Figura 3.21(d).

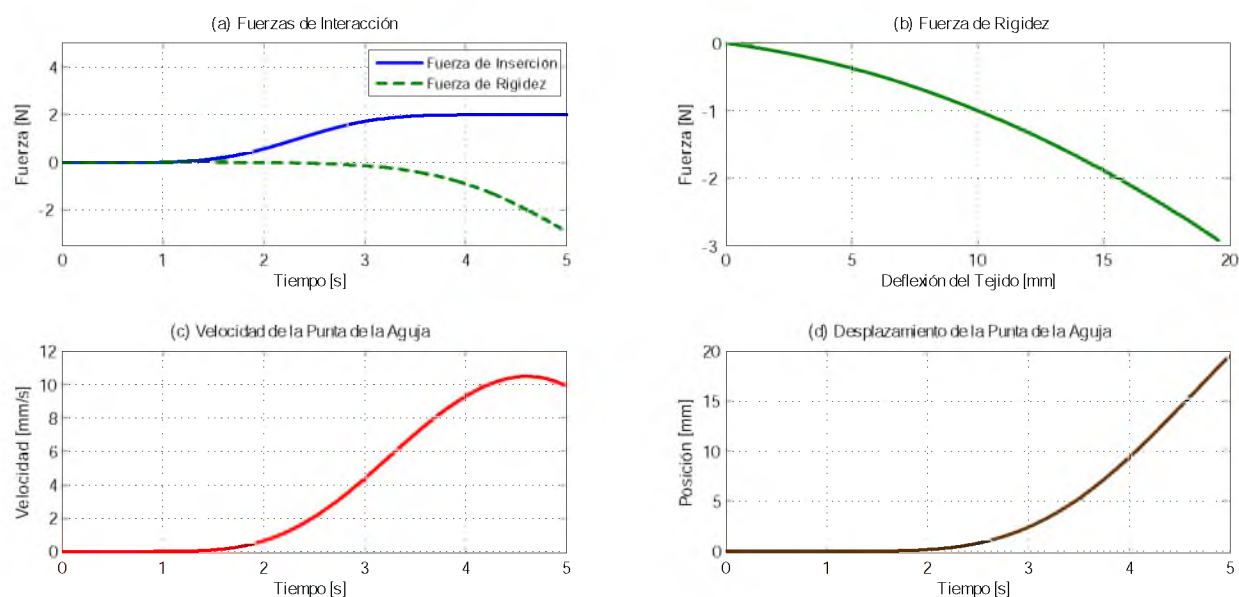


Figura 3.21: Modelo Okamura (H1): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción con perfil polinomial de Bézier.

⁴Con $f_{inicial} = 0$, $f_{final} = 2$ [N], $t_o = 0$ y $t_f = 5$ [s].

Hígado 2. Nuevamente se considera el modelo descrito por la ec.(3.18), pero esta vez utilizando los parámetros del *Hígado 2* mostrados en la Tabla 3.1, y aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ constante de 2.3040 [N].

En la gráfica de la Figura 3.22(a) se puede visualizar que el tejido hepático comienza a producir una fuerza de rigidez al transcurrir el primer segundo de la simulación; en dicha simulación se obtuvo un valor de fuerza máxima de resistencia a la ruptura de 550 [mN] y una deformación de 15 [mm], cuya curva se muestra en la Figura 3.22(b). En las Figuras 3.22(c) y 3.22(d) se muestra la velocidad y la posición de la punta de la aguja, respectivamente. El comportamiento de la velocidad es casi lineal, mientras que el desplazamiento comienza a ser lineal a partir de 1.6 [s] de simulación.

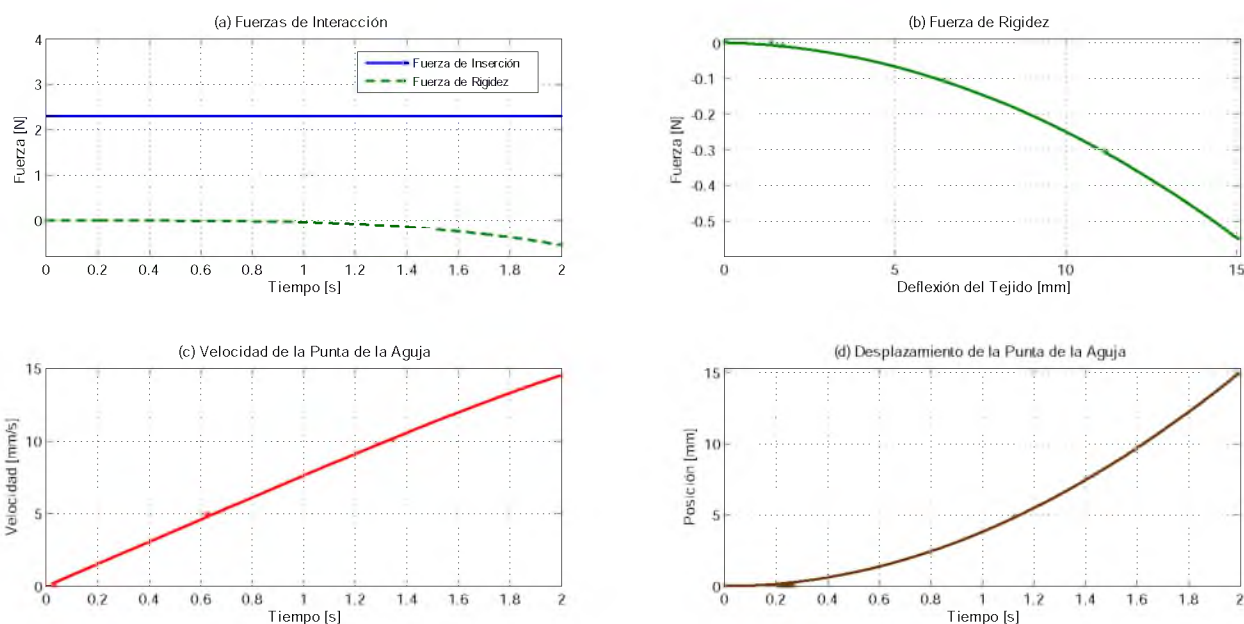


Figura 3.22: Modelo Okamura (H2): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Constante.

Empleando la misma fuerza de inserción tipo Rampa, que para el Hígado 1, se obtuvieron los resultados mostrados en la Figura 3.23. La gráfica que aparece en la Figura 3.23(a) corresponde a las fuerzas de interacción en la *fase viscoelástica*. El tejido sufre una pequeña deformación de 10 [mm] y produce una fuerza de rigidez de 250 [mN], como se muestra en la Figura 3.23(b). Las Figuras 3.23(c) y 3.23(d), corresponden a la velocidad y posición de la punta de la aguja, respectivamente; donde se observan comportamientos no lineales.

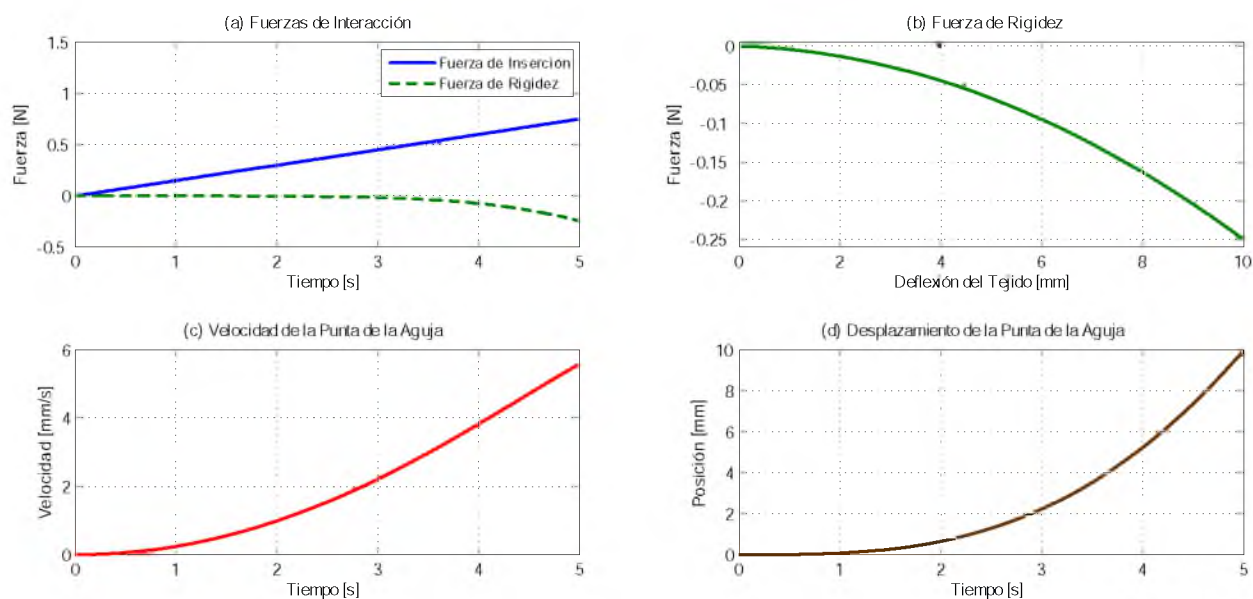


Figura 3.23: Modelo Okamura (H2): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción tipo Rampa.

Así también, empleando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ del tipo Sinusoidal (ec.(3.24), con $\omega = 0.4\pi$) para la muestra del *Hígado 2*, los resultados se comentan a continuación.

En la Figura 3.24(a) se muestran las fuerzas de interacción de esta fase; donde al igual que en la muestra anterior, se observa que el tejido comienza a generar una fuerza de rigidez a partir del segundo ciclo de la fuerza de inserción. De acuerdo con lo observado en la simulación, dicha fuerza de reacción alcanza un valor de $233 [mN]$ y una deflexión de aproximadamente $9.6 [mm]$ (ver Figura 3.24(b)). La velocidad de la punta de la aguja se muestra en la Figura 3.24(c); la velocidad de inserción se incrementa con el aumento de la fuerza de inserción, en el instante en el que la fuerza de inserción comienza a disminuir, la velocidad se mantiene casi constante y continúa en aumento al aplicar nuevamente la fuerza sobre el tejido. Finalmente, al transcurrir $4.5 [s]$ decae, al retirar la fuerza de empuje. La Figura 3.24(d) muestra el desplazamiento de la punta de la aguja. Se observa que su posición cambia a partir del momento en que la fuerza de inserción llega a obtener un valor de $0.4 [N]$, originando una curva no homogénea ocasionada por el intento de restitución del tejido.

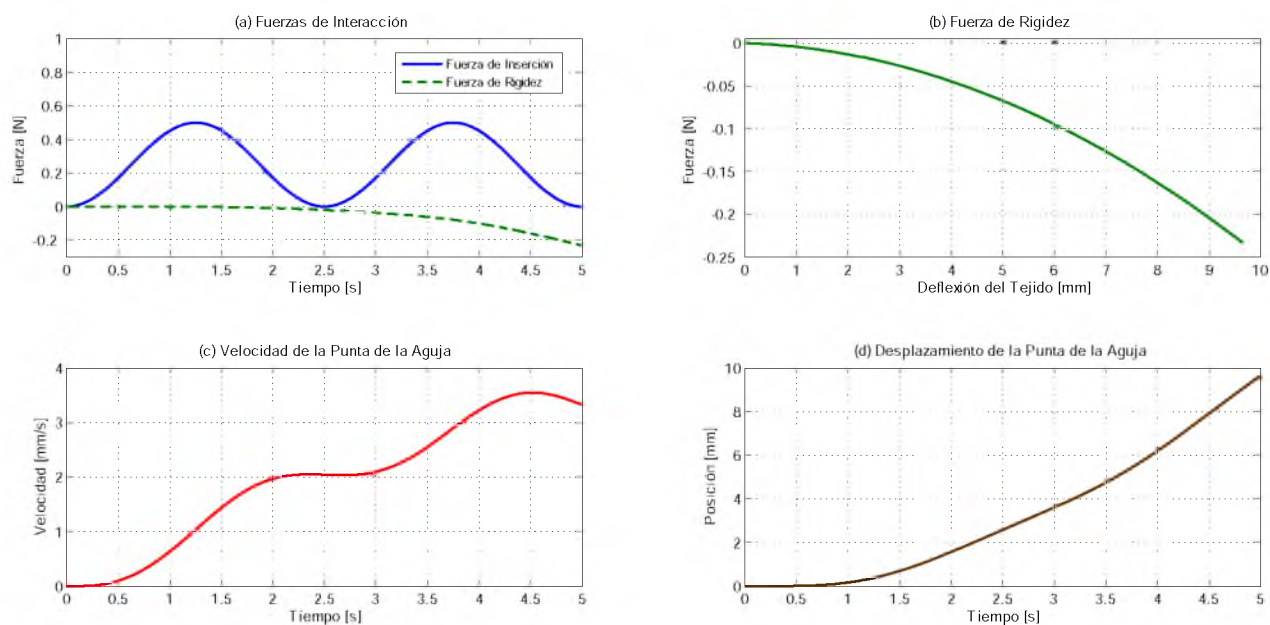


Figura 3.24: Modelo Okamura (H2): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Sinusoidal.

La Figura 3.25(a) corresponde a las fuerzas de interacción presentes en la *fase viscoelástica* aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ con un perfil polinomial de Bézier (ec.(3.25)) con los mismos parámetros empleados en la muestra anterior. Este perfil polinomial tiene un incremento suave, y debido a ésta característica el tejido genera una fuerza de reacción hasta que la fuerza de inserción alcanza el valor de 1.6 [N]. La deflexión del tejido es de 23 [mm] con una fuerza máxima de rigidez de 1.27 [N] (ver Figura 3.25(b)). La Figura 3.25(c) corresponde a la velocidad de la punta de la aguja, donde se observa que la velocidad se incrementa conforme aumenta la fuerza de inserción. Cuando ésta comienza a tener un valor constante, la velocidad continúa en aumento de manera lineal. En la Figura 3.25(d) se muestra la posición de la punta de la aguja, donde se observa que comienza su desplazamiento en el instante en el que la fuerza de inserción comienza a ser significativa para el tejido. Cuando la fuerza de inserción se vuelve constante, el desplazamiento adopta un comportamiento lineal.

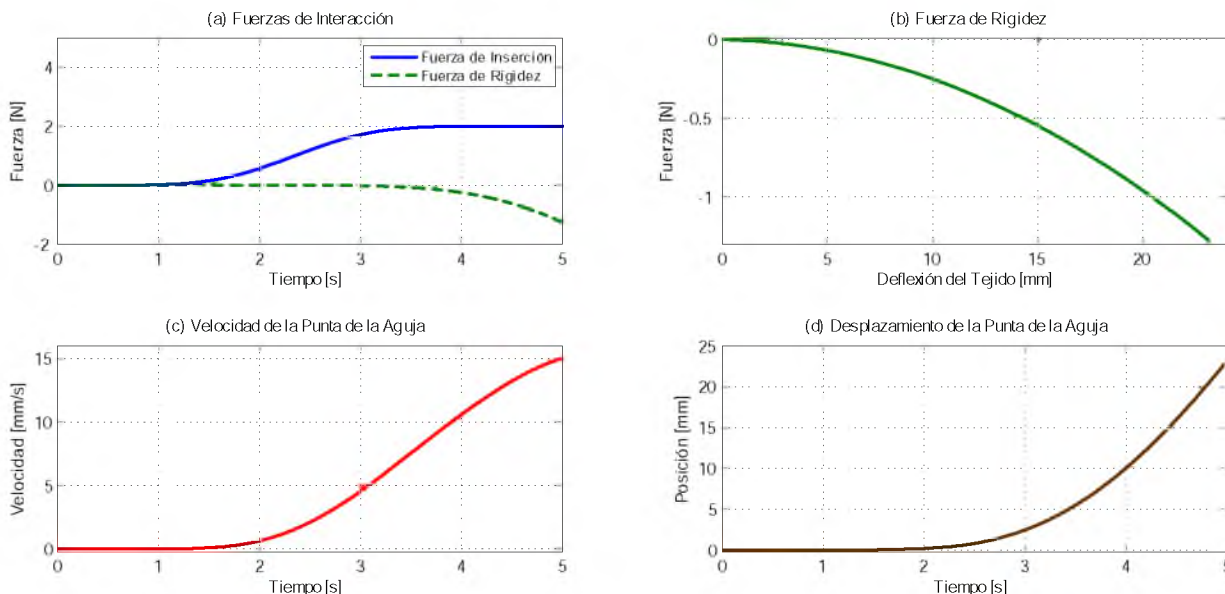


Figura 3.25: Modelo Okamura (H2): Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de Inserción con perfil polinomial de Bézier.

Síntesis de los resultados del modelo de Okamura. Este modelo trata de aproximar las propiedades elásticas del tejido hepático, donde el parámetro a_1 relaciona la respuesta lineal de las pequeñas deformaciones. Los parámetros empleados para cada muestra, produjeron resultados satisfactorios; pero en base al análisis de Okamura *et al.*, en [52], el modelo mejor aproximado es el del *Hígado 2*. También es importante señalar, que ésta aproximación sólo es válida para desplazamientos menores a 16.6 [mm], pues al superar este rango ocurre la perforación del tejido, y la dinámica del sistema cambia a la *Fase 2*.

3.6.1.2. Modelo Kelvin-Voigt

Empleando el modelo descrito por la ec.(3.19), los parámetros indicados en la Tabla 3.2 y aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ constante de 2 [N], se obtienen los siguientes resultados.

Las fuerzas involucradas en esta fase se muestran en la Figura 3.26(a). De acuerdo a lo observado en simulación, el sobreimpulso alcanza un valor de 2.35 [N], y al transcurrir 890 [ms], el sistema queda en equilibrio estático. El tejido presenta una deformación máxima de 43.1 [mm] ante el sobreimpulso (ver Figura 3.26(b)). El perfil de velocidad se muestra en la Figura 3.26(c), el cual aumenta con el incremento de la fuerza de reacción, y posteriormente alcanzar el valor de cero una vez que el sistema queda en equilibrio. El aumento de la velocidad se traduce en un crecimiento continuo del valor del desplazamiento, una vez que el sistema llega al equilibrio, el desplazamiento adquiere el valor de 30.5 [mm] (ver Figura 3.26(d)).

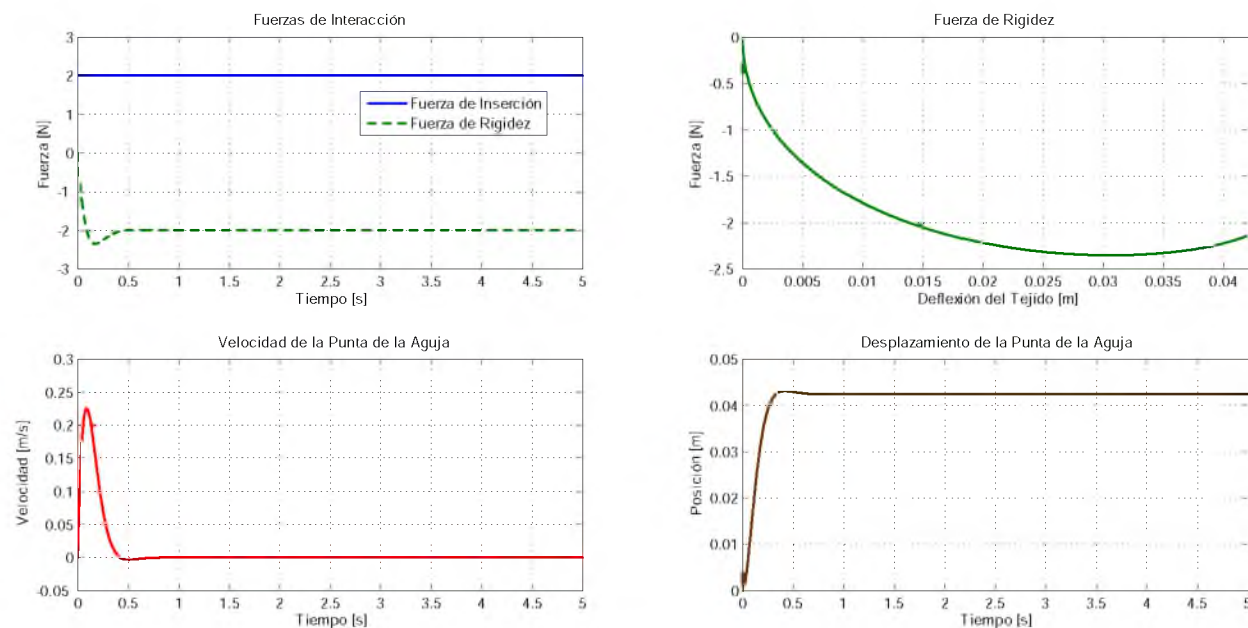


Figura 3.26: Modelo K-V: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Constante.

También, se realizó una simulación numérica aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ del tipo Rampa, con una pendiente de $0.15t$ [N]. El comportamiento del tejido bajo la descripción de éste modelo se presenta en la Figura 3.27(a). Se observa que la fuerza de rigidez es completamente simétrica con la fuerza de inserción. La deflexión del tejido es proporcional al incremento de la fuerza de rigidez (ver Figura 3.27(b)). La Figura 3.27(c) corresponde a la velocidad de la punta de la aguja y se observa que ésta converge en $3 \left[\frac{mm}{s} \right]$; mientras que la Figura 3.27(d) pertenece al desplazamiento de la aguja, la cual tiene un comportamiento lineal.

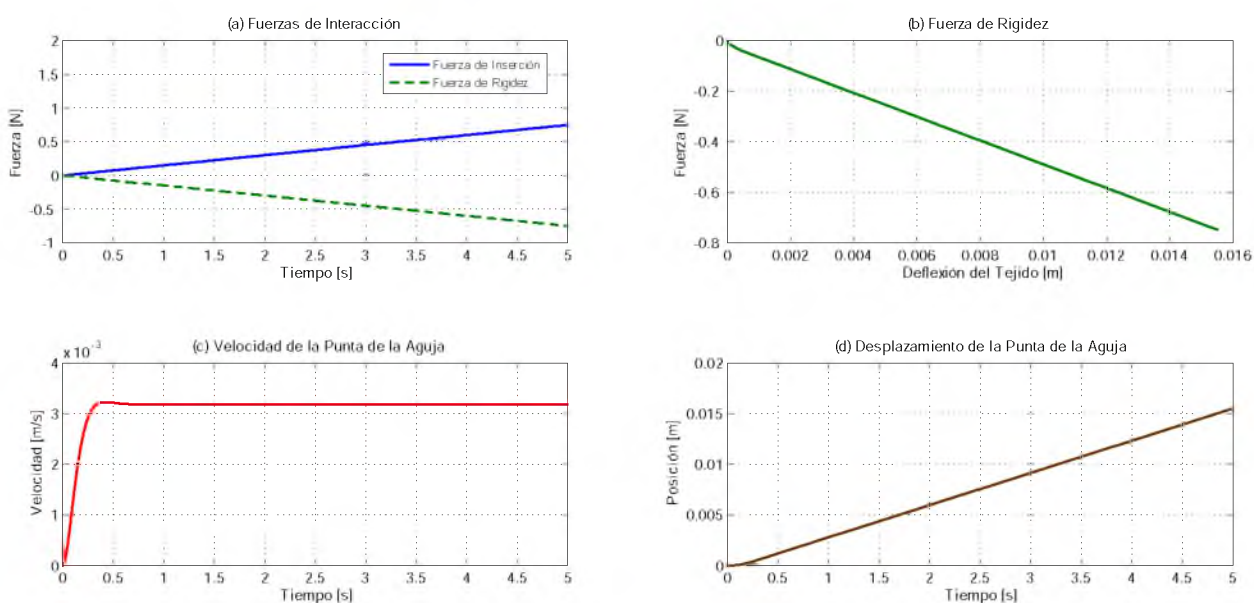


Figura 3.27: Modelo K-V: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción tipo Rampa.

Las siguientes Figuras corresponden a la simulación numérica con una fuerza de inserción $f_{inserción}$ del tipo Sinusoidal (ec.(3.24), con $\omega = 0.4\pi$). En la Figura 3.28(a) se muestra la fuerza de reacción del tejido al ser sometido a una fuerza de entrada con las características anteriormente descritas. Se puede observar que ambas fuerzas son prácticamente simétricas. En la Figura 3.28(b) se muestra el comportamiento del tejido, al incrementar la fuerza de inserción se produce una deformación, cuando la fuerza de inserción decrece el tejido se relaja y trata de regresar a su posición original. La velocidad de la punta de la aguja oscila aproximadamente a la mitad de la frecuencia que la fuerza de inserción (*ver* Figura 3.28(c)). Durante el primer ciclo, cuando la fuerza se incrementa la velocidad también se incrementa, y una vez que la fuerza comienza a decaer, la velocidad también decae. La Figura 3.28(d) corresponde al desplazamiento de la punta de la aguja. La frecuencia del desplazamiento es similar a la frecuencia de la fuerza de inserción, conforme incrementa la fuerza, el desplazamiento aumenta. De acuerdo con los resultados de simulación, alcanza un valor máximo de $10.5 [mm]$; y cuando la fuerza decae, el tejido trata de regresar a su posición original.

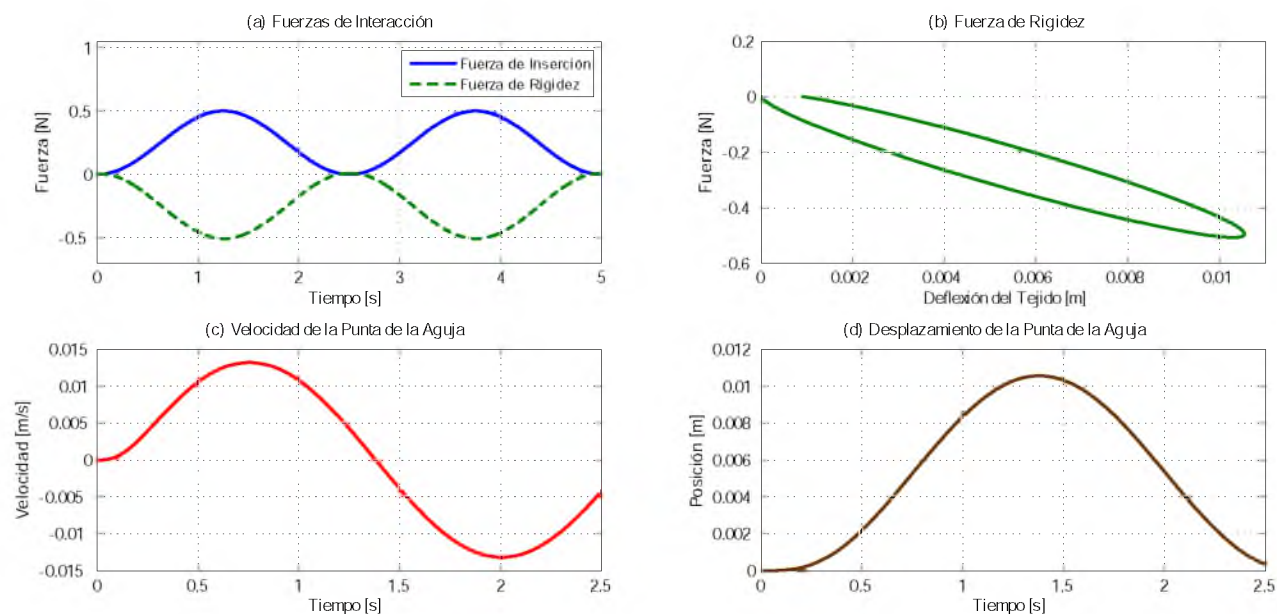


Figura 3.28: Modelo K-V: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Sinusoidal.

Se realizó otra simulación empleando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ con un perfil polinomial de Bézier de acuerdo a la ec.(3.25)⁵. En la Figura 3.29(a) se observan que las fuerzas presentes en la *fase viscoelástica* son simétricas, de la misma manera que en los casos anteriores. La curva de *fuerza-deformación* se muestra en la Figura 3.29(b). El desplazamiento tisular máximo es de aproximadamente 42.3 [mm], generando una fuerza de reacción de 2 [N]. Una vez que la fuerza de inserción comienza a ser significativa, la velocidad aumenta, pero cuando la fuerza de inserción alcanza aproximadamente el 50% de su valor final, la velocidad decae hasta volverse nula; lo que coincide con el instante en el que el sistema queda en equilibrio (ver Figura 3.29(c)). El desplazamiento se describe como la curva de Bézier, y el sistema queda en equilibrio con un desplazamiento de 42.3 [mm].

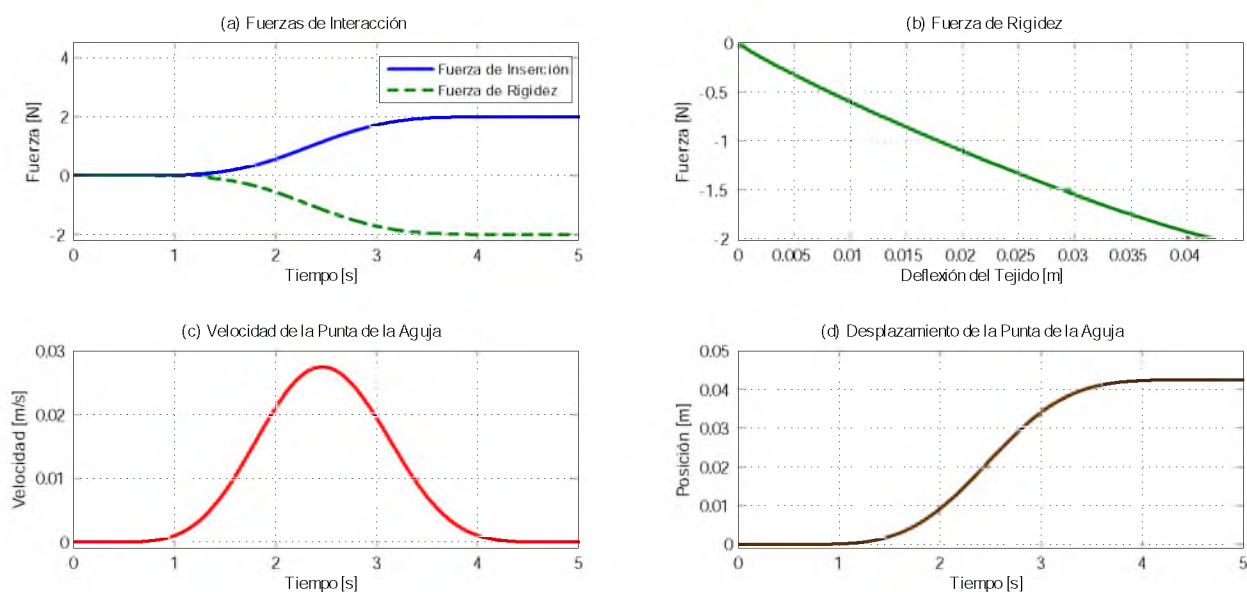


Figura 3.29: Modelo K-V: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción con perfil polinomial de Bézier.

Síntesis de los resultados del modelo de Kelvin-Voigt. La simetría de las fuerzas de reacción se debe a la linealidad del modelo, de acuerdo con los resultados experimentales de Barbé [7], el tejido tiene una deformación máxima de 18 [mm] antes de llegar a la ruptura, por lo que el modelo reológico sólo se considera viable bajo esta condición, sin embargo, no es el más apropiado para describir estos desplazamientos tan elevados.

⁵Con $f_{inicial} = 0$, $f_{final} = 2$ [N], $t_o = 0$ y $t_f = 5$ [s].

3.6.1.3. Modelo de Hunt-Crossley

Considerando el modelo descrito por la ec.(3.20), los parámetros indicados en la Tabla 3.3 y considerando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ tipo Rampa con una pendiente de $0.15t$ [N], se obtuvieron los siguientes resultados. La Figura 3.30(a) muestra las fuerzas de interacción en la *fase viscoelástica*, donde se observa que la fuerza de rigidez del tejido conserva la misma pendiente que la fuerza de inserción. Sin embargo, la fuerza de rigidez presenta ligeras oscilaciones. La Figura 3.30(b) corresponde a la curva fuerza de rigidez *versus* desplazamiento del tejido; y de acuerdo con lo observado en simulación, la deformación tisular es de 12.2 [mm] ante una fuerza de rigidez de 776 [mN]. La velocidad de la punta de la aguja presenta oscilaciones que decrecen (*ver* Figura 3.30(c)); mientras que en la Figura 3.30(d) se observa que el desplazamiento de la punta de la aguja presenta pequeñas oscilaciones, conforme aumenta el desplazamiento del tejido. Ambos comportamientos se deben al intento del tejido por regresar a su forma original.

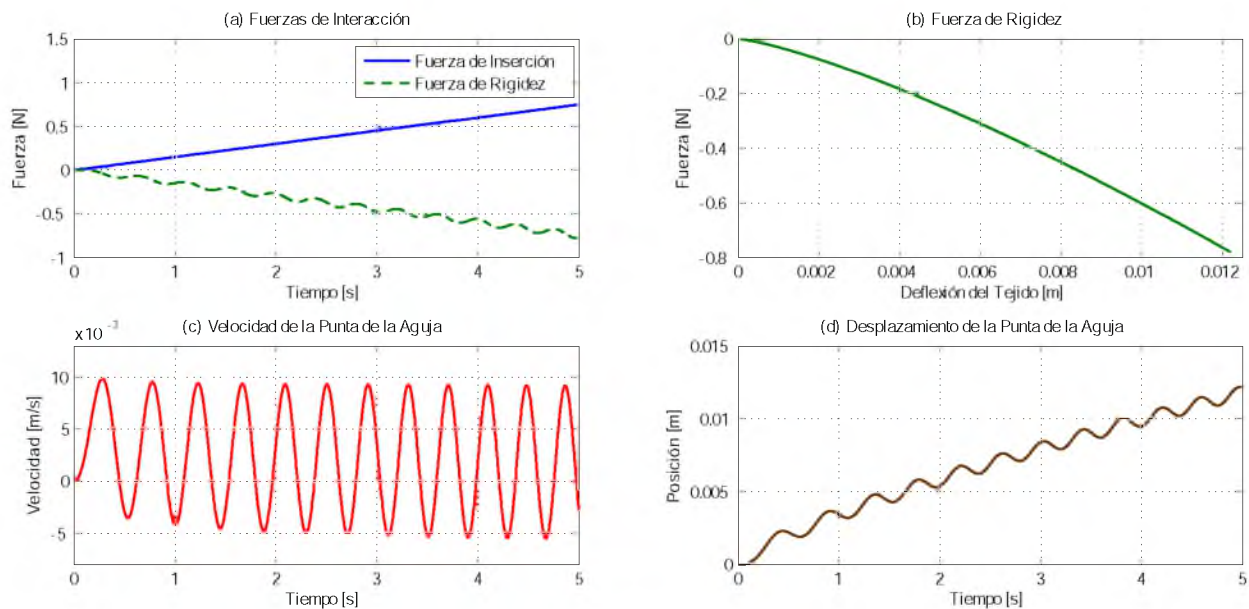


Figura 3.30: Modelo H-C: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción tipo Rampa.

Así también, se empleó una fuerza de inserción $f_{inserción}$ del tipo Sinusoidal (ec.(3.24), con $\omega = 0.2\pi$), obteniendo los siguientes resultados. En la gráfica de la Figura 3.31(a) se muestra la fuerza de rigidez del tejido, al ejercer la fuerza de empuje sinusoidal. La reacción que se genera es una forma de onda de la misma amplitud y con la misma frecuencia, aunque presenta pequeñas variaciones. De acuerdo con lo observado en simulación, la deformación es de $8.8 [mm]$ ante una fuerza de rigidez de $510 [mN]$, como se muestra en la Figura 3.31(b). La evolución de la velocidad se muestra en la Figura 3.31(c). Se observa que cuando aumenta la fuerza de inserción, las oscilaciones del perfil de velocidad también incrementan; al disminuir la fuerza de empuje, dichas oscilaciones decrecen. El desplazamiento de la punta de la aguja presenta la misma frecuencia que la fuerza de inserción; sin embargo, los rizados de oscilación denotan el intento del tejido por recuperar su forma original (ver Figura 3.31(d)).

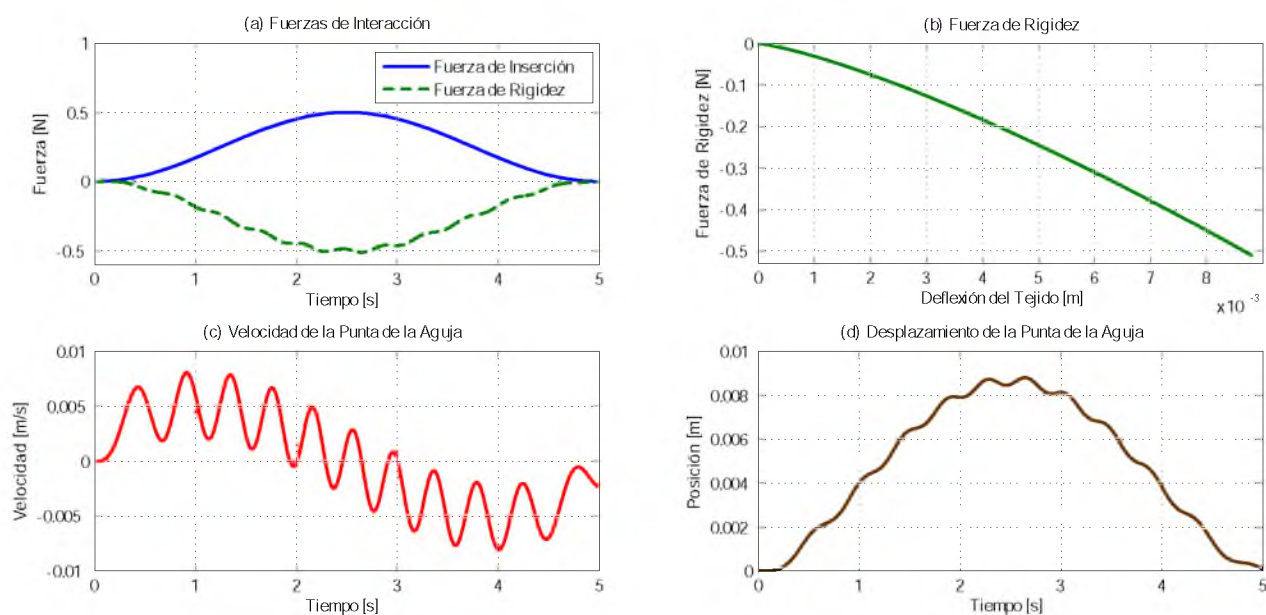


Figura 3.31: Modelo H-C: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Sinusoidal.

La Figura 3.32(a) corresponde a las fuerzas de interacción presentes en la *fase viscoelástica* considerando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ con un perfil polinomial de Bézier dado por la ec.(3.25)⁶, con los mismos parámetros del modelo anterior. Esta fuerza tiene un incremento suave, y genera una fuerza de reacción prácticamente simétrica a la aplicada. La deflexión del tejido es de 25 [mm] con una fuerza máxima de rigidez de aproximadamente 2 [N] (ver Figura 3.32(b)). La Figura 3.32(c) corresponde a la velocidad de la punta de la aguja, donde se observa que mientras la fuerza de empuje no es significativa para el tejido, la velocidad tiene un valor de cero. Y conforme se incrementa la fuerza de inserción, la velocidad también se incrementa alcanzando un valor máximo de 15 [$\frac{mm}{s}$] en el instante en que la fuerza de inserción alcanza el 50% de su magnitud total. Posteriormente la velocidad decae hasta mantener unas oscilaciones de ± 4 [$\frac{mm}{s}$], lo que coincide con el instante en el que la fuerza de inserción mantiene un valor constante. El desplazamiento de la aguja se incrementa conforme se incrementa la fuerza de empuje; y cuando alcanza un valor de 25 [mm], se produce un equilibrio estático (ver Figura 3.32(d)).

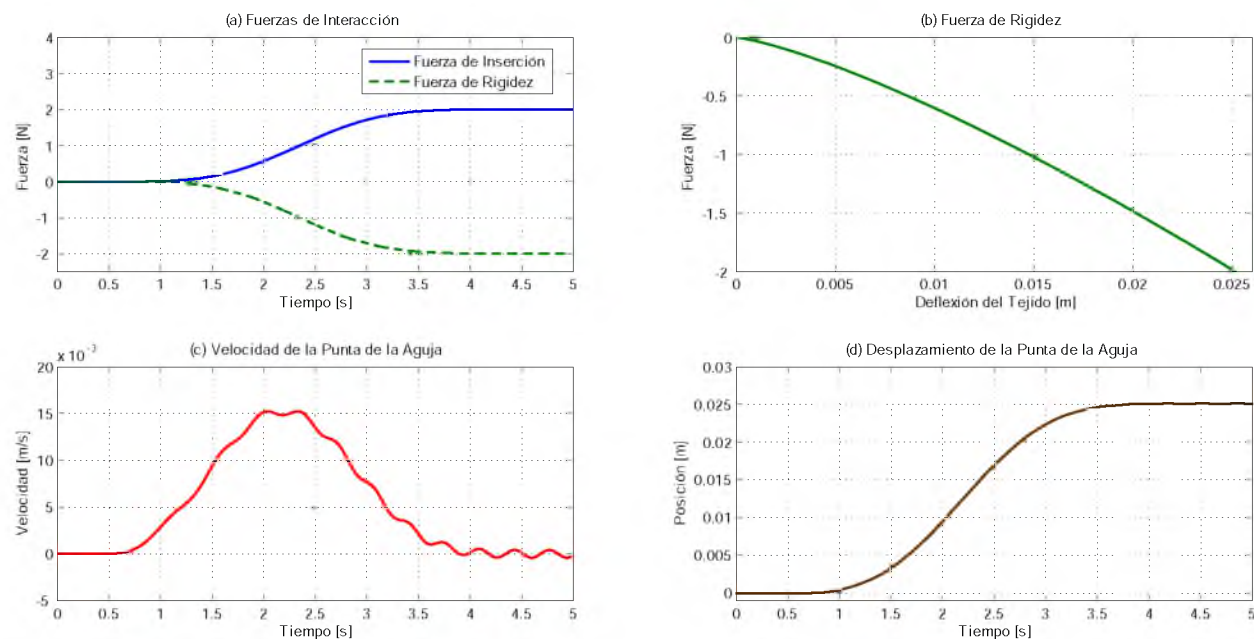


Figura 3.32: Modelo H-C: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción con perfil polinomial de Bézier.

Síntesis de los resultados del modelo de Hunt-Crossley. Este modelo tiene una mejor aproximación que el anterior, debido a su no linealidad y a que los dos parámetros que lo componen están en función del desplazamiento de la punta de la aguja, es por ello que en las gráficas de posición se pueden visualizar rizados de oscilación; al igual que en el caso anterior, la dinámica sólo es válida para desplazamientos menores a 18 [mm].

⁶Con $f_{inicial} = 0$, $f_{final} = 2$ [N], $t_o = 0$ y $t_f = 5$ [s].

3.6.2. Fase 2: Resultados de la fase de ruptura del tejido blando

3.6.2.1. Modelo Fukushima

Considerando el modelo que describe la *Fase 2* dado por la ec.(3.21), los parámetros indicados en la Tabla 3.4 y aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ constante de 4 [N], se tienen los siguientes resultados.

En la Figura 3.33(a) se muestran las fuerzas que interactúan en esta fase, donde se observa un equilibrio en todo momento. La gráfica de la Figura 3.33(b) corresponde a la fuerza generada por el tejido; y de acuerdo con lo observado en la simulación, cuando la aguja realiza un desplazamiento de 370 [μm], la fuerza se mantiene constante en 3.99 [N]. La fuerza de corte y fricción producida durante la inserción se muestra en la Figura 3.33(c). Se puede visualizar que la fuerza de corte presenta un incremento súbito desde el inicio de la simulación, para luego disminuir hasta volverse nulo. Este comportamiento podría generar errores en el proceso de estimación e identificación de parámetros. La fuerza de fricción produce una respuesta opuesta, pues su valor inicial es cero y se incrementa hasta alcanzar un valor de 3.99 [N]. En la Figura 3.33(d) se observa el comportamiento de la velocidad y la posición de la punta de la aguja. Estas gráficas son similares a las gráficas de las fuerzas de corte y fricción, respectivamente; porque como se muestra en la ec.(3.5), estas fuerzas son el resultado de las magnitudes físicas de velocidad y posición multiplicadas por sus coeficientes correspondientes.

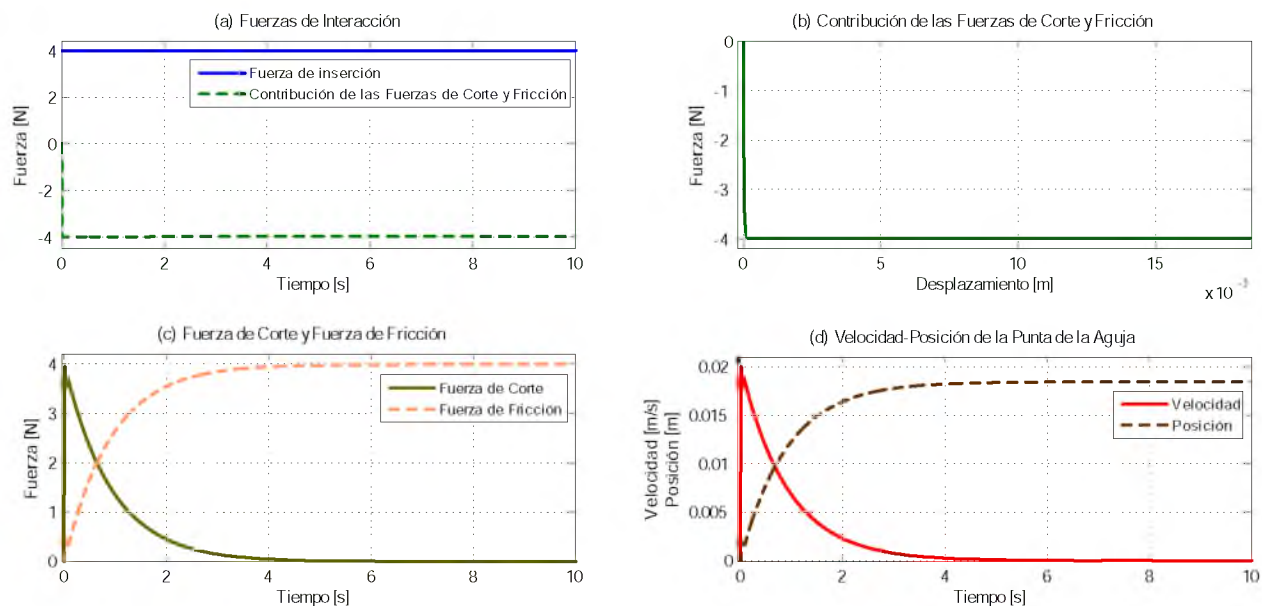


Figura 3.33: Modelo Fukushima: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Constante.

Debido al comportamiento que produce el tejido al aplicarle una fuerza constante, se propone emplear una fuerza que tenga un incremento suave antes de establecerse en un valor constante. La Figura 3.34(a) muestra las fuerzas involucradas en esta fase, donde se observa que ambas fuerzas son prácticamente simétricas. La Figura 3.34(b) muestra la curva *fuerza-desplazamiento* del tejido. De acuerdo con los resultados de la simulación, la fuerza de reacción se mantiene constante en $3.09 [N]$, lo cual ocurre después de que la aguja se desplazó $6.2 [mm]$ dentro la muestra. La fuerza de corte y fricción producida durante la inserción, se muestran en la Figura 3.34(c). La fuerza de corte aumenta de una forma suave hasta alcanzar un valor de $3.09 [N]$, posteriormente decae hasta llegar a un valor de cero; mientras que la fuerza de fricción presenta un valor inicial de cero, se incrementa hasta alcanzar un valor de $3.99 [N]$. La Figura 3.34(d) corresponde al comportamiento de la velocidad y la posición de la punta de la aguja. Estas gráficas son similares a las gráficas de las fuerzas de corte y fricción, respectivamente.

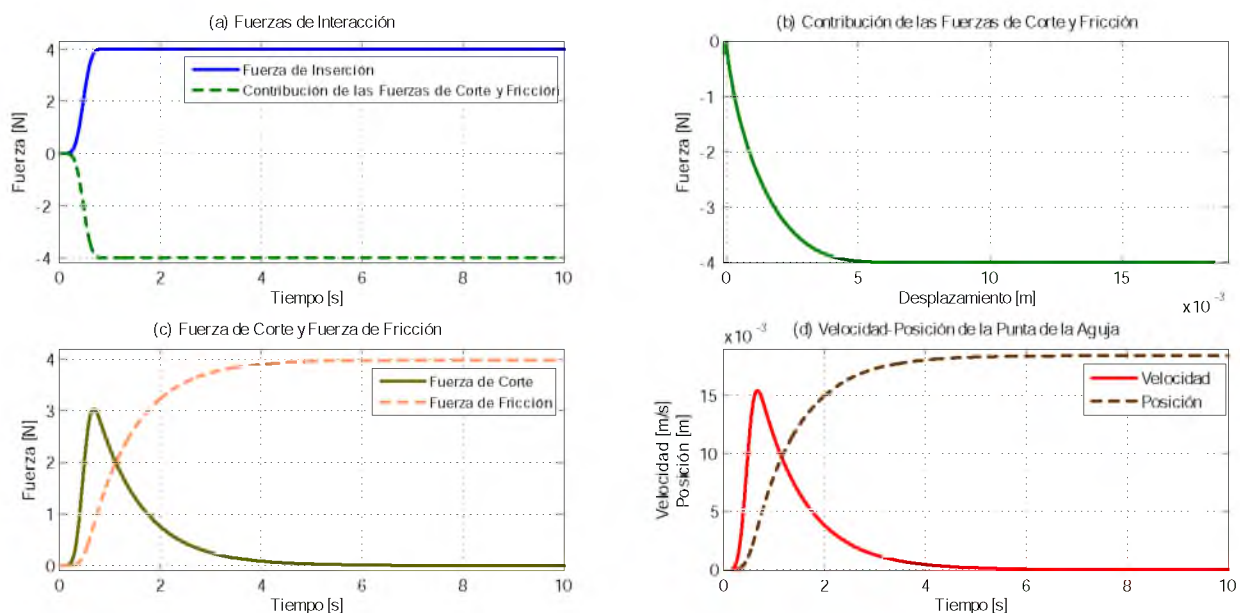


Figura 3.34: Modelo Fukushima: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción Constante.

También, se realizó la simulación numérica aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ tipo Rampa con una pendiente de $0.45t$ [N]. El comportamiento del tejido bajo la descripción de éste modelo, se presenta en la Figura 3.35(a). Se observa que la contribución de las fuerzas de corte y fricción es completamente simétrica con la fuerza de inserción. Conforme la aguja se desplaza dentro del tejido, las fuerzas de reacción continúan en aumento (ver Figura 3.35(b)) de forma casi lineal. Las Figuras 3.35(c) y 3.35(d) corresponden a las magnitudes físicas monitoreadas durante la simulación numérica. Se observa un comportamiento homólogo, dónde tanto la fuerza de fricción y la posición aumentan de forma casi lineal, y en el caso de la fuerza de corte y la velocidad, lo hacen de forma suave hasta alcanzar un valor constante.

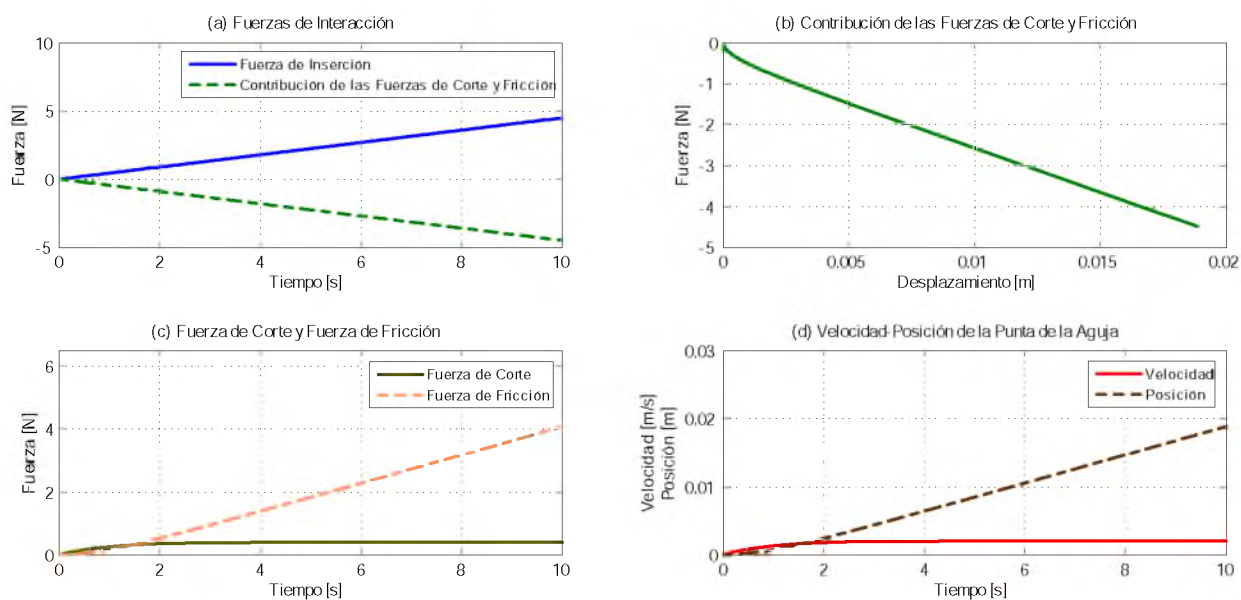


Figura 3.35: Modelo Fukushima: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción tipo Rampa.

Al considerar una fuerza de inserción $f_{inserción}$ con un perfil polinomial de Bézier dado por la ec.(3.25)⁷, se obtuvieron los siguientes resultados de simulación. La Figura 3.36(a) corresponde a las fuerzas presentes en la *Fase 2* del proceso de inserción. Nuevamente se observa que tanto la fuerza de inserción como la contribución de las fuerzas de corte y fricción son simétricas. El comportamiento del tejido durante esta fase se puede observar en la curva *fuerza-desplazamiento* de la Figura 3.36(b). En la Figura 3.36(c) se muestra el perfil de fuerzas de corte y fricción. La fuerza de fricción tiene un incremento suave cuyo comportamiento es equivalente a una curva de Bézier, mientras que la fuerza de corte se presenta en forma de onda, cuyo valor máximo coincide con el momento en el que la fuerza de fricción alcanza el 50% de su valor final. La Figura 3.36(d) corresponde a la evolución de la velocidad y la posición de la punta de la aguja, las cuales tienen un comportamiento similar a las fuerzas anteriormente mencionadas, pero en diferente proporción.

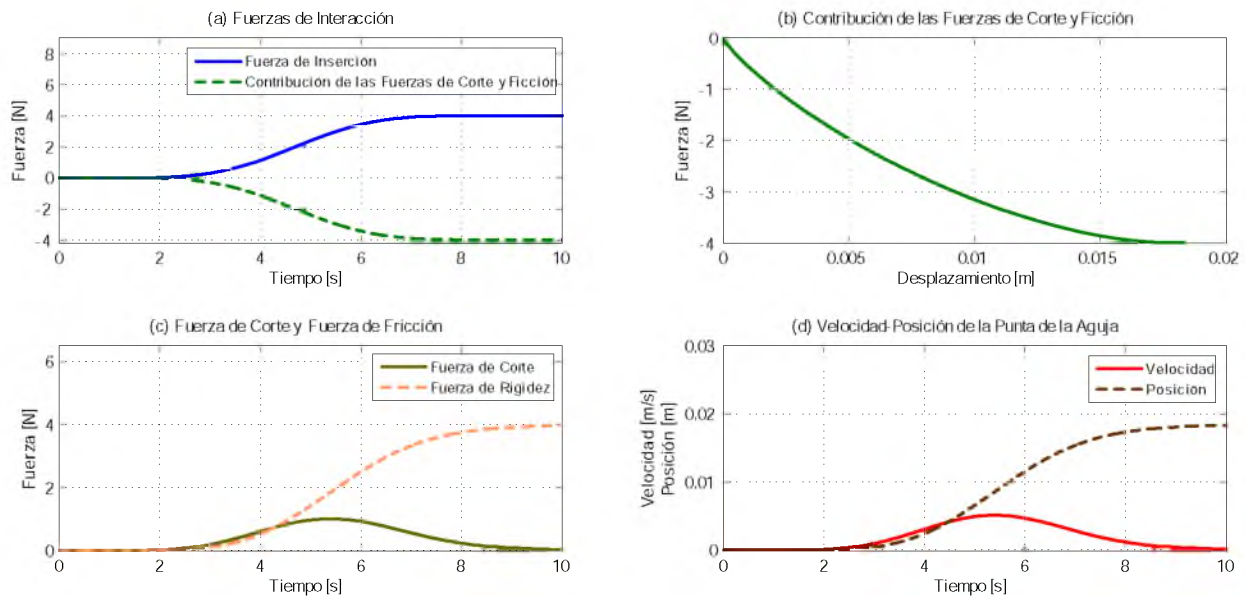


Figura 3.36: Modelo Fukushima: Dinámica del proceso de punción al emplear una fuerza de inserción con perfil polinomial de Bézier.

Síntesis de los resultados del modelo de Fukushima. Este modelo trata de aproximar las fuerzas involucradas en la *Fase 2* del proceso de inserción. La simetría de las fuerzas de reacción e inserción se deben a la linealidad del modelo. La razón por la cual la fuerza de corte adopta ese comportamiento, se debe al contacto con el tejido; pues una vez que lo rompe, la fuerza decae; mientras que la fuerza de fricción se incrementa cuando aumenta la superficie de la aguja inmersa en el material. Además, es importante señalar que el modelo no considera las pequeñas fuerzas de rigidez presentes en esta fase.

⁷Con $f_{inicial} = 0$, $f_{final} = 4$ [N], $t_o = 0$ y $t_f = 10$ [s].

Capítulo 4

Estimación de Fuerzas en la Inserción de una Aguja en Tejido Blando

4.1. Introducción

En este Capítulo se explora la estimación de las fuerzas de interacción $f_{interacción}$ involucradas en el fenómeno de *interacción aguja-tejido blando* durante la *Fase 1* y la *Fase 2*, mediante observadores de perturbación y métodos algebraicos. Se considera que se encuentra disponible el conocimiento de la fuerza de inserción $f_{inserción}$, el desplazamiento x de la punta de aguja y el parámetro de masa m del mecanismo de inserción. Es importante indicar que se ha considerado de manera independiente la dinámica de la *Fase 1* y la *Fase 2*, para la estimación de las fuerzas de interacción $f_{interacción}$. Se emplea de manera parcial la metodología del Observador GPI¹ (propuesto por Sira-Ramírez *et al.*, en [62]) y el método Algebraico² (propuesto por Fliess y Sira-Ramírez en [23]). Se determinó en la Sección 3.5.2 que la dinámica considerada en la *interacción aguja-tejido blando*, es completamente observable.

En relación a la *Fase 1*, a partir de la ec.(3.15)³ que describe de manera general la dinámica de *interacción aguja-tejido blando*, se diseña el observador de perturbación, considerando como señal de perturbación a estimar, a la fuerza de interacción $f_{interacción}$; que representa la fuerza global de interacción de los modelos de Okamura, Kelvin-Voigt y Hunt-Crossley (ver ecs.(3.18), (3.19) y (3.20) en la Sección 3.4.3). El método algebraico se emplea para la estimación de la fuerza de amortiguamiento $B\dot{x}$ y rigidez Kx del modelo Kelvin-Voigt, mediante la identificación de los coeficientes de amortiguamiento B y rigidez K .

¹El Observador Proporcional Integral Generalizado (Observador GPI) está inspirado en el contexto de procesamiento de señales. Consideran a la perturbación como una señal acotada por una familia de polinomios de Taylor variantes en el tiempo, y haciendo una extensión del Observador de Luenberger, se estima la perturbación.

²La identificación algebraica de parámetros se obtiene a partir del modelo, expresándolo en notación del cálculo operacional y empleando la derivada algebraica se cancelan los efectos de las condiciones iniciales desconocidas; obteniendo finalmente, fórmulas para la identificación de los parámetros. Este método descuida la formulación estocástica tradicional y sólo requiere del conocimiento de la entrada y salida del sistema.

³Ver Sección 3.4.3 en la pág. 36.

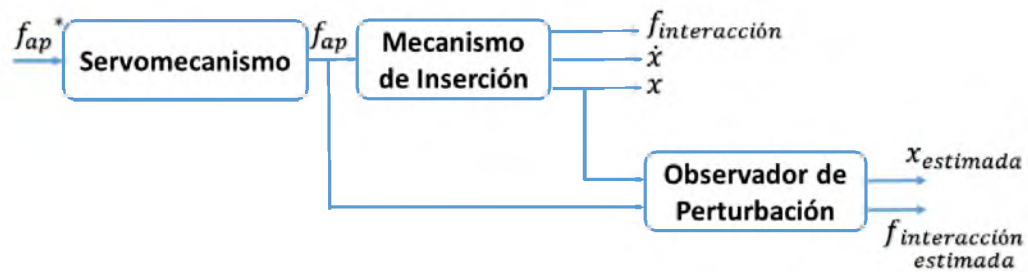


Figura 4.1: Diagrama de bloques del esquema de estimación la fuerza de interacción global usando el Observador de Perturbación.



Figura 4.2: Diagrama de bloques del esquema de estimación de las fuerzas individuales de interacción mediante el método Algebraico.

Para la *Fase 2*, se considera el modelo de fuerzas de Fukushima, empleando la ec.(3.21) (ver Sección 3.4.3). La fuerza de corte y fricción se considera como una fuerza global, siendo la señal de perturbación a estimar mediante el Observador GPI. Se estima de manera individual a la fuerza de corte $s\dot{x}$ y la fuerza de fricción $\mu P d\pi x$, usando el método algebraico, mediante la identificación de los coeficientes de corte s y fricción $\mu P d\pi$.

4.1.1. Observador de Perturbación

El Observador Proporcional Integral Generalizado (Observador GPI) fue propuesto por Sira-Ramírez y colaboradores en [62]. Emplea una extensión del Observador de Luenberger para el rechazo activo de perturbaciones. Tal estrategia fue inspirada en el contexto de procesamiento de señales. El Observador de Luenberger (propuesto por Luenberger en [42]), es un observador de estado que estima las variables de estado con base a las mediciones de las variables de salida y de control, y puede diseñarse si y sólo si se satisface la condición de observabilidad⁴. Si el observador de estado capta toda las variables de estado del sistema, incluso las no disponibles para una medición directa, se denomina *observador de estado de orden completo*.

Considere el sistema lineal definido mediante:

$$\dot{x} = Ax + Bu, \quad (4.1)$$

$$y = Cx. \quad (4.2)$$

El estado x se aproximará mediante el estado \tilde{x} del modelo dinámico:

$$\dot{\tilde{x}} = A\tilde{x} + Bu + L(y - C\tilde{x}), \quad (4.3)$$

que representa al observador de estado (véase [51] para más detalles). Vemos que el observador de estado tiene a y y a u como entradas, y \tilde{x} como salida. El último término del segundo miembro de esta ecuación del modelo, ec.(4.3), es un término de corrección que contiene la diferencia entre la salida y medida y la salida $\tilde{y} = C\tilde{x}$ estimada. La matriz L funciona como una matriz de ponderación. El término de corrección vigila el estado \tilde{x} . Ante la presencia de una discrepancia entre las matrices A y B usadas en este modelo y las del sistema real, la adición del término de corrección ayuda a reducir los efectos producidos por la diferencia entre el modelo dinámico y el sistema real.

Para el diseño de las ganancias de un observador de estado de orden completo, se requiere obtener la dinámica del error del observador, restando la ec.(4.3) de la ec.(4.1), obteniendo:

$$\dot{e} = (A - LC)e, \quad (4.4)$$

⁴Se dice que el sistema es completamente observable si el estado $x(t_o)$ se determina a partir de la observación de $y(t)$ durante un intervalo de tiempo finito, $t_o \leq t \leq t_1$. Por tanto, el sistema es completamente observable si todas las transiciones del estado afectan eventualmente a todos los elementos del vector de salida (ver [51]).

siendo el vector de error e , la diferencia entre x y \tilde{x} , es decir, $e = x - \tilde{x}$.

A partir de la ec.(4.4), vemos que el comportamiento dinámico del vector de error se determina mediante los valores característicos de la matriz $(A - LC)$. Si dicha matriz es estable, el vector de error convergerá a cero para cualquier vector de error inicial $e(0)$. Es decir, que $\tilde{x}(t)$ convergerá a $x(t)$ sin considerar los valores de $x(0)$ y $\tilde{x}(0)$. Si se eligen los valores característicos de la matriz $(A - LC)$ en tal forma que el comportamiento dinámico del vector de error sea asintóticamente estable y suficientemente rápido, cualquier vector de error tenderá a *cero* (el origen) con una velocidad adecuada. Si el sistema es completamente observable, se demuestra que es posible seleccionar una matriz L tal que $(A - LC)$ tenga valores característicos arbitrariamente deseados.

El proceso de diseño del Observador GPI (*ver* [62]), considera que la señal de entrada de perturbación $\xi(t)$ puede ser localmente aproximada por una familia de polinomios de Taylor de $(r - 1)$ -ésimo grado:

$$\xi(t) = \sum_{i=0}^{r-1} p_i t^i, \quad (4.5)$$

donde todos los coeficientes p_i son completamente desconocidos.

La señal de perturbación puede ser localmente descrita por el siguiente modelo matemático lineal en variables de estado:

$$\begin{aligned} \dot{\xi}_1 &= \xi_2, \\ \dot{\xi}_2 &= \xi_3, \\ &\vdots \\ \dot{\xi}_{r-1} &= \xi_r, \\ \dot{\xi}_r &= 0. \end{aligned} \quad (4.6)$$

donde, $\xi_1 = \xi$, $\xi_2 = \dot{\xi}$, $\xi_3 = \ddot{\xi}$, \dots , $\xi_r = \xi^{(r-1)}$.

Un modelo de estado aproximado extendido para la dinámica de la salida perturbada, es dado por:

$$\begin{aligned} \dot{z}_1 &= z_2, \\ \dot{z}_2 &= z_3, \\ &\vdots \\ \dot{z}_{n-1} &= z_n, \\ \dot{z}_n &= -a_0 z_1 - a_1 z_2 - \dots - a_{n-1} z_n - bu + \xi_1, \\ \dot{\xi}_1 &= \xi_2, \\ \dot{\xi}_2 &= \xi_3, \\ &\vdots \\ \dot{\xi}_{r-1} &= \xi_r, \\ \dot{\xi}_r &= 0. \\ y &= z_1. \end{aligned} \quad (4.7)$$

Un Observador de Luenberger para el sistema de la ecuación anterior, es dado por,

$$\begin{aligned}
\dot{\hat{z}}_1 &= \hat{z}_2 + \beta_{r+(n-1)}(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{z}}_2 &= \hat{z}_3 + \beta_{r+(n-2)}(y - \hat{y}), \\
&\vdots \\
\dot{\hat{z}}_{n-1} &= \hat{z}_n + \beta_{r+(n-(n-1))}(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{z}}_n &= -a_0\hat{z}_1 - a_1\hat{z}_2 - \cdots - a_{n-1}\hat{z}_n - bu + \hat{\xi}_1 + \beta_r(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_1 &= \hat{\xi}_2 + \beta_{r-(n-(n-1))}(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_2 &= \hat{\xi}_3 + \beta_{r-(n-(n-2))}(y - \hat{y}), \\
&\vdots \\
\dot{\hat{\xi}}_{r-1} &= \hat{\xi}_r + \beta_1(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_r &= \beta_0(y - \hat{y}),
\end{aligned} \tag{4.8}$$

siendo, $y = z_1$, $\hat{y} = \hat{z}_1$.

El error de estimación puede ser obtenido al restar la dinámica del observador dado por la ec.(4.8), de la dinámica lineal del sistema extendido dado por la ec.(4.7), obteniendo,

$$\begin{aligned}
\dot{e}_1 &= -\beta_{r+(n-1)}e_1 + e_2, \\
\dot{e}_2 &= -\beta_{r+(n-2)}e_1 + e_3, \\
&\vdots \\
\dot{e}_{n-1} &= -\beta_{r+(n-(n-1))}e_1 + e_n, \\
\dot{e}_n &= -(\beta_5 + a_0)e_1 - a_1e_2 - \cdots - a_{n-1}e_4 + e_{z1}, \\
\dot{e}_{z1} &= -\beta_{r-(n-(n-1))}e_1 + e_{z2}, \\
\dot{e}_{z2} &= -\beta_{r-(n-(n-2))}e_1 + e_{z3}, \\
&\vdots \\
\dot{e}_{z(r-1)} &= -\beta_1e_1 + e_{zr}, \\
\dot{e}_{zr} &= -\beta_0e_1,
\end{aligned}$$

con, $e_1 = y - \hat{y}$, $e_2 = z_2 - \hat{z}_2, \dots, e_n = z_n - \hat{z}_n$, $e_{zi} = \xi_i - \hat{\xi}_i$, $i = 1, 2, \dots, r$.

Para esta expresión no es difícil ver que la dinámica del error de observación de la salida $e_1 = y - \hat{y}$, satisface la siguiente ecuación diferencial:

$$\begin{aligned}
e_1^{(r+n)} + (\beta_{r+(n-1)} + a_{(n-1)})e_1^{(r+(n-1))} + (\beta_{r+(n-2)} + a_{(n-2)} + \beta_{r+(n-1)}a_{(n-1)})e_1^{(r+(n-2))} \\
+ \cdots + (\beta_{r+1} + a_1 + \beta_{r+2}a_3 + \beta_{r+3}a_2)e_1^{(r+1)} \\
+ (\beta_r + a_0 + \beta_{r+1}a_3 + \beta_{r+2}a_2 + \beta_{r+3}a_1)e_1^{(r)} + \beta_{r-1}e_1^{(r-1)} \\
+ \cdots + \beta_2\ddot{e}_1 + \beta_1\dot{e}_1 + \beta_0e_1 = 0,
\end{aligned}$$

la cual es completamente independiente de cualquiera de los coeficientes p_i , $i = 0, \dots, r-1$, de la expansión polinomial de Taylor de $\xi(t)$. Esto significa que el observador de alta ganancia continuamente se actualiza. Por lo tanto, conforme pasa el tiempo, la señal de entrada de perturbación acotada $\xi(t)$ se aproxima a la forma de un polinomio en el tiempo de $(r-1)$ -ésimo grado.

Claramente, los coeficientes del polinomio característico asociado, pueden ser ajustados por medio de una especificación de las ganancias $\{\beta_{r+(n-1)}, \dots, \beta_1, \beta_0\}$ lo suficientemente lejos del eje imaginario del semiplano complejo izquierdo, tal que el error de estimación de la salida converga exponencialmente asintóticamente a cero.

4.1.2. Método Algebraico

El método Algebraico es una técnica empleada en sistemas lineales para la identificación de parámetros en línea basado en el modelo, propuesto por Fliess y Sira-Ramírez en [23]. El modelo del sistema es expresado en notación del cálculo operacional, y con la aplicación de la derivada algebraica se logra cancelar el efecto de las condiciones iniciales desconocidas y entradas de perturbación clásica desconocidas (escalón, rampa, etc.); obteniéndose fórmulas específicas, no asintóticas, para la determinación rápida de los parámetros desconocidos. El método únicamente requiere del conocimiento de las entradas y las salidas del sistema; presentando una baja complejidad comparado con otros métodos de identificación y estimación cuyas implementaciones son poco realistas, como los asintóticos y recursivos. A continuación se muestra un ejemplo para ilustrar el uso del método Algebraico para la identificación paramétrica de un sistema lineal.

Ejemplo.

Considere la dinámica lineal invariante en el tiempo de un sistema clásico masa-resorte-amortiguador (MRA), dado por:

$$F(t) = m\ddot{x}(t) + c\dot{x}(t) + kx(t), \quad (4.9)$$

donde, m representa la masa del cuerpo rígido; $F(t)$ es la fuerza aplicada sobre el cuerpo en función del tiempo; c es la constante de amortiguamiento; k es el coeficiente de rigidez. Las variables $x(t)$, $\dot{x}(t)$ y $\ddot{x}(t)$ denotan la posición, velocidad y aceleración del cuerpo rígido en función del tiempo, respectivamente.

Se considera que la fuerza aplicada es la señal de entrada $u(t) = F(t)$, y que la señal de salida disponible es la posición $x(t)$ del cuerpo rígido,

$$u(t) = m\ddot{x}(t) + c\dot{x}(t) + kx(t).$$

Los parámetros c y k se consideran desconocidos, y son los parámetros a identificar. Aplicando la Transformada de Laplace (ver [51]) del cálculo operacional, se obtiene la siguiente expresión:

$$U(s) = m [s^2 X(s) - sx(0) - x(0)] + c[sX(s) - x(0)] + k[X(s)].$$

Para eliminar la influencia de las condiciones iniciales, se deriva la expresión anterior respecto de la variable s , obteniendo:

$$\frac{d}{ds}U(s) = m \left[s^2 \frac{d}{ds}X(s) + 2sX(s) \right] + c \left[s \frac{d}{ds}X(s) + X(s) \right] + k \left[\frac{d}{ds}X(s) \right].$$

Se multiplican ambos lados de la ecuación anterior por s^{-1} , para conseguir una expresión libre de derivadas en el dominio del tiempo,

$$s^{-2} \frac{d}{ds}U(s) = m \left[\frac{d}{ds}X(s) + 2s^{-1}X(s) \right] + c \left[s^{-1} \frac{d}{ds}X(s) + s^{-2}X(s) \right] + k \left[s^{-2} \frac{d}{ds}X(s) \right]$$

La expresión obtenida en el dominio del tiempo puede ser escrita de tal forma que pueda estar implícita la información para la identificación de los parámetros:

$$q(t) = m\eta_1(t) + c\eta_2(t) + k\eta_3(t), \quad (4.10)$$

donde,

$$\begin{aligned} \eta_1(t) &= -t \cdot x(t) + 2 \int x(t)dt, & \eta_3(t) &= \int t^2 \cdot x(t)dt, \\ \eta_2(t) &= \int t^2 \cdot x(t)dt - 2 \int t \cdot x(t)dt, & q(t) &= \int t^2 \cdot u(t)dt. \end{aligned}$$

Para determinar los parámetros desconocidos se necesitan ecuaciones adicionales, las cuales se obtienen integrando la ec.(4.10), resultando el siguiente sistema de ecuaciones lineales:

$$\begin{bmatrix} P_{11}(t) & P_{12}(t) & P_{13}(t) \\ P_{21}(t) & P_{22}(t) & P_{23}(t) \\ P_{31}(t) & P_{32}(t) & P_{33}(t) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m \\ c_e \\ k_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Q_1(t) \\ Q_2(t) \\ Q_3(t) \end{bmatrix},$$

donde⁵,

$$\begin{aligned} P_{11}(t) &= \eta_1(t), & P_{12}(t) &= \eta_2(t), & P_{13}(t) &= \eta_3(t), \\ P_{21}(t) &= \int \eta_1(t), & P_{22}(t) &= \int \eta_2(t), & P_{23}(t) &= \int \eta_3(t), \\ P_{31}(t) &= \int^{(2)} \eta_1(t), & P_{32}(t) &= \int^{(2)} \eta_2(t), & P_{33}(t) &= \int^{(2)} \eta_3(t), \end{aligned}$$

y,

$$Q_1(t) = q(t), \quad Q_2(t) = \int q(t), \quad Q_3(t) = \int^{(2)} q(t).$$

Para calcular los valores de los parámetros desconocidos c_e y k_e , se emplea la regla de Cramer [56], obteniendo las fórmulas⁶ para la identificación paramétrica:

⁵ $(\int_0^{(\alpha)} \phi(t))$ denotes the iterated integral $\int_0^t \int_0^{\beta_1} \int_0^{\beta_2} \dots \int_0^{\beta_{\alpha-1}} \phi(\beta_\alpha) d\beta_\alpha \dots d\beta_2 d\beta_1$.

⁶ Considerando $t > 0$, un valor pequeño ε , para que no exista singularidad.

$$c_e = \frac{\begin{vmatrix} P_{11}(t) & Q_1(t) & P_{13}(t) \\ P_{21}(t) & Q_2(t) & P_{23}(t) \\ P_{31}(t) & Q_3(t) & P_{33}(t) \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} P_{11}(t) & P_{12}(t) & P_{13}(t) \\ P_{21}(t) & P_{22}(t) & P_{23}(t) \\ P_{31}(t) & P_{32}(t) & P_{33}(t) \end{vmatrix}}, \quad k_e = \frac{\begin{vmatrix} P_{11}(t) & P_{12}(t) & Q_1(t) \\ P_{21}(t) & P_{22}(t) & Q_2(t) \\ P_{31}(t) & P_{32}(t) & Q_3(t) \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} P_{11}(t) & P_{12}(t) & P_{13}(t) \\ P_{21}(t) & P_{22}(t) & P_{23}(t) \\ P_{31}(t) & P_{32}(t) & P_{33}(t) \end{vmatrix}}.$$

En la Figura 4.3 se muestran los resultados de simulación numérica de la identificación de los parámetros desconocidos, usando las fórmulas para c_e y k_e , obtenidos con el programa MATLAB/Simulink y el método numérico *Runge-Kutta* (con un paso de integración de 0.001 [s]). Es importante comentar que se realiza el reinicio de las integrales cada 0.5 [s], con el fin de evitar la acumulación de los errores numéricos. Se considera que los parámetros del sistema MRA tienen valores de: $m = 2$ [kg], $c = 5$ [$\frac{N}{m}$] y $k = 2$ [$\frac{N \cdot s}{m}$].

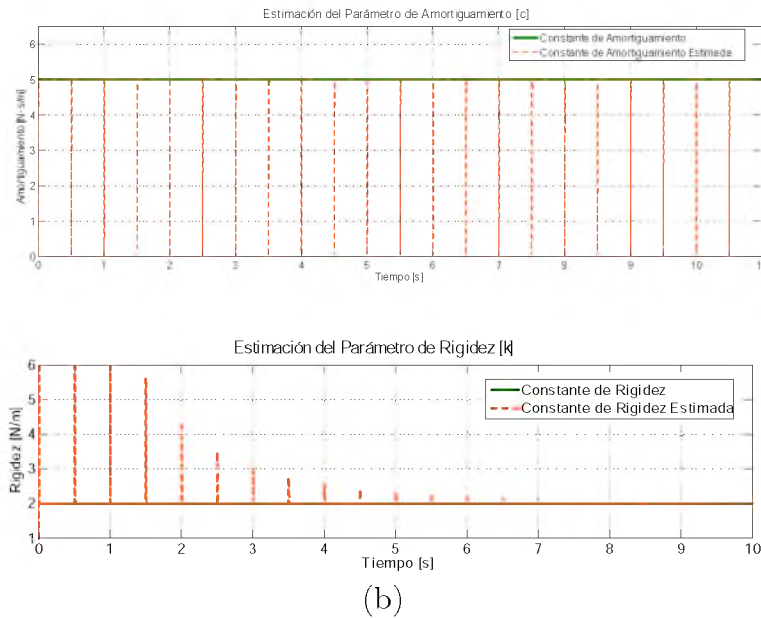


Figura 4.3: Estimación de Parámetros del modelo M-R-A: a) Estimación del coeficiente de Amortiguamiento. b) Estimación de la constante de Rigidez.

4.2. Diseño del Observador de Perturbación de Cuarto Orden

Para el diseño del observador, se ha empleado la metodología descrita en la Sección 4.1.1. A partir de la ec.(3.15) de la dinámica observable⁷ del mecanismo de inserción, se diseña el observador de perturbación, considerando que la fuerza de interacción $f_{interacción}$ es la señal de perturbación a estimar. Es decir, $\xi(t) = f_{interacción}$. La ec.(3.15) puede reescribirse como:

$$u(t) = m\ddot{x}(t) + \xi(t), \quad (4.11)$$

donde, la señal de perturbación $\xi(t)$ es la fuerza de interacción $f_{interacción}$, descrita por cualquiera de los modelos de fuerza de la *Fase 1*: Okamura, Kelvin-Voigt, Hunt-Crossley; y el modelo de fuerza de Fukushima para la *Fase 2*. En relación a las ecs.(3.18), (3.19), (3.20) y (3.21), la señal de perturbación $\xi(t)$ puede estar descrita por,

$$\xi(t) = \begin{cases} a_1x + a_2x^2, & \text{(Okamura, Fase 1)} \\ B\dot{x} + Kx, & \text{(Kelvin-Voigt, Fase 1)} \\ \lambda x^n \dot{x} + \mu x^n, & \text{(Hunt-Crossley, Fase 1)} \\ s\dot{x} + \mu P d \pi x, & \text{(Fukushima, Fase 2)} \end{cases} \quad (4.12)$$

De acuerdo con la metodología de diseño del observador, la perturbación se considera como una señal localmente acotada por una familia de polinomios de Taylor variantes en el tiempo, dado por la ec.(4.5). En este caso, se considera un polinomio de cuarto grado de la forma:

$$\xi(t) \approx p_0 + p_1t + p_2t^2 + p_3t^3 + p_4t^4,$$

donde todos los coeficientes p_i son completamente desconocidos.

La señal de perturbación puede ser expresada por un modelo matemático lineal en variables de estado de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} \dot{\xi}_1 &= \xi_2, \\ \dot{\xi}_2 &= \xi_3, \\ \dot{\xi}_3 &= \xi_4, \\ \dot{\xi}_4 &= \xi_5, \\ \dot{\xi}_5 &= 0. \end{aligned} \quad (4.13)$$

donde, $\xi_1 = \xi(t)$, $\xi_2 = \dot{\xi}(t)$, $\xi_3 = \ddot{\xi}(t)$, $\xi_4 = \xi^{(3)}(t)$, $\xi_5 = \xi^{(4)}(t)$.

El modelo de estado aproximado extendido para la dinámica perturbada del sistema, puede escribirse de acuerdo a la ec.(4.7). Considerando las ecs.(3.16) y (4.13), la dinámica resulta,

⁷El modelo matemático de la dinámica de inserción es de estado completamente observable; analizado en la Sección 3.5.2 (ver pág. 38).

$$\begin{aligned}
\dot{\hat{z}}_1 &= z_2, \\
\dot{\hat{z}}_2 &= \frac{1}{m}(u - \hat{\xi}_1), \\
\dot{\hat{\xi}}_1 &= \hat{\xi}_2, \\
\dot{\hat{\xi}}_2 &= \hat{\xi}_3, \\
\dot{\hat{\xi}}_3 &= \hat{\xi}_4, \\
\dot{\hat{\xi}}_4 &= \hat{\xi}_5, \\
\dot{\hat{\xi}}_5 &= 0.
\end{aligned} \tag{4.14}$$

De acuerdo a la ec.(4.8), un Observador de Luenberger para el sistema representado por la ec.(4.14), se escribe como:

$$\begin{aligned}
\dot{\hat{z}}_1 &= \hat{z}_2 + \beta_6(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{z}}_2 &= \frac{1}{m}(u - \hat{\xi}_1) + \beta_5(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_1 &= \hat{\xi}_2 + \beta_4(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_2 &= \hat{\xi}_3 + \beta_3(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_3 &= \hat{\xi}_4 + \beta_2(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_4 &= \hat{\xi}_5 + \beta_1(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_5 &= \beta_0(y - \hat{y}),
\end{aligned} \tag{4.15}$$

siendo, $z_1 = y$, $\hat{z}_1 = \hat{y}$.

Al sustraer la dinámica del observador descrita por la ec.(4.15), de la dinámica lineal del sistema extendido dado por la ec.(4.14), se obtiene la dinámica del error de estimación:

$$\begin{aligned}
\dot{e}_1 &= e_2 - \beta_6 e_1, \\
\dot{e}_2 &= -\frac{1}{m}e_{z1} - \beta_5 e_1, \\
\dot{e}_{z1} &= e_{z2} - \beta_4 e_1, \\
\dot{e}_{z2} &= e_{z3} - \beta_3 e_1, \\
\dot{e}_{z3} &= e_{z4} - \beta_2 e_1, \\
\dot{e}_{z4} &= e_{z5} - \beta_1 e_1, \\
\dot{e}_{z5} &= -\beta_0 e_1,
\end{aligned}$$

con, $e_1 = z_1 - \hat{z}_1$, $e_2 = z_2 - \hat{z}_2$, $e_{zi} = \xi_i - \hat{\xi}_i$, $i = 1, 2, 3, 4, 5$. El error de estimación también puede ser escrito en forma vectorial, de la siguiente manera,

$$\begin{bmatrix} \dot{e}_1 \\ \dot{e}_2 \\ \dot{e}_{z1} \\ \dot{e}_{z2} \\ \dot{e}_{z3} \\ \dot{e}_{z4} \\ \dot{e}_{z5} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\beta_6 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\beta_5 & 0 & -\frac{1}{m} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\beta_4 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ -\beta_3 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\beta_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ -\beta_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ -\beta_0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} e_1 \\ e_2 \\ e_{z1} \\ e_{z2} \\ e_{z3} \\ e_{z4} \\ e_{z5} \end{bmatrix}.$$

Se emplea el teorema de *Cayley-Hamilton* [56] para determinar la ecuación característica de la dinámica de error, mediante $p(s) = \det(sI - A)$; resultando un polinomio característico $p(s)$ de séptimo grado:

$$s^7 + \beta_6 s^6 + \beta_5 s^5 + \left(-\frac{\beta_4}{m}\right)s^4 + \left(-\frac{\beta_3}{m}\right)s^3 + \left(-\frac{\beta_2}{m}\right)s^2 + \left(-\frac{\beta_1}{m}\right)s + \left(-\frac{\beta_0}{m}\right) = 0. \quad (4.16)$$

Para el diseño de las ganancias del observador, se propone un polinomio característico deseado de séptimo grado, de la forma: $p_d(s) = (s + p)(s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2)^3$,

$$\begin{aligned} & s^7 + (6\zeta\omega_n + p)s^6 + (3\omega_n^2 + 12\zeta^2\omega_n^2 + 6\zeta\omega_n p)s^5 \\ & + (12\zeta\omega_n^3 + 8\zeta^3\omega_n^3 + 3\omega_n^2 p + 12\zeta^2\omega_n^2 p)s^4 + (12\zeta^2\omega_n^4 + 3\omega_n^4 + 12\zeta\omega_n^3 p + 8\zeta^3\omega_n^3 p)s^3 \\ & + (6\zeta\omega_n^5 + 12\zeta^2\omega_n^4 p + 3\omega_n^4 p)s^2 + (\omega_n^6 + 6\zeta\omega_n^5 p)s + \omega_n^6 p = 0, \end{aligned} \quad (4.17)$$

tal que sea *Hurwitz*⁸, con $\zeta, \omega_n, p > 0$; y las raíces lo suficientemente alejadas del eje imaginario del semiplano izquierdo complejo s , tal que el error de estimación tenga una rápida convergencia exponencialmente a cero.

Finalmente, las ganancias del observador se calculan al igualar las ecs.(4.16) y (4.17), quedando definidas como:

$$\begin{aligned} \beta_0 &= -(\omega_n^6 p)m, \\ \beta_1 &= -(\omega_n^6 + 6\zeta\omega_n^5 p)m, \\ \beta_2 &= -(6\zeta\omega_n^5 + 12\zeta^2\omega_n^4 p + 3\omega_n^4 p)m, \\ \beta_3 &= -(12\zeta^2\omega_n^4 + 3\omega_n^4 + 12\zeta\omega_n^3 p + 8\zeta^3\omega_n^3 p)m, \\ \beta_4 &= -(12\zeta\omega_n^3 + 8\zeta^3\omega_n^3 + 3\omega_n^2 p + 12\zeta^2\omega_n^2 p)m, \\ \beta_5 &= 3\omega_n^2 + 12\zeta^2\omega_n^2 + 6\zeta\omega_n p, \\ \beta_6 &= 6\zeta\omega_n + p. \end{aligned}$$

⁸La estabilidad de Hurwitz [51] establece que los polos del sistema deben estar en el semiplano izquierdo del plano complejo s , para asegurar la estabilidad.

4.3. Diseño del Observador de Perturbación de Sexto Orden

Así también, se considera el diseño de un observador de sexto orden, empleando la dinámica observable del mecanismo de inserción dada por la ec.(3.15) y la descripción de la señal de perturbación dada por la ec.(4.12). Ahora, la señal de perturbación se considera localmente acotada por un polinomio variante en el tiempo de sexto grado, de la forma:

$$\xi(t) \approx p_0 + p_1t + p_2t^2 + p_3t^3 + p_4t^4 + p_5t^5 + p_6t^6,$$

donde todos los coeficientes p_i son completamente desconocidos.

La señal de perturbación puede ser expresada por un modelo matemático lineal en variables de estado de la siguiente forma:

$$\begin{aligned}\dot{\xi}_1 &= \xi_2, \\ \dot{\xi}_2 &= \xi_3, \\ \dot{\xi}_3 &= \xi_4, \\ \dot{\xi}_4 &= \xi_5, \\ \dot{\xi}_5 &= \xi_6, \\ \dot{\xi}_6 &= \xi_7, \\ \dot{\xi}_7 &= 0.\end{aligned}\tag{4.18}$$

donde, $\xi_1 = \xi(t)$, $\xi_2 = \dot{\xi}(t)$, $\xi_3 = \ddot{\xi}(t)$, $\xi_4 = \xi^{(3)}(t)$, $\xi_5 = \xi^{(4)}(t)$.

Nuevamente se construye un modelo extendido en variables de estado para obtener la dinámica perturbada del sistema, a partir de las ecs.(3.16) y (4.18):

$$\begin{aligned}\dot{z}_1 &= z_2, \\ \dot{z}_2 &= \frac{1}{m}(u - \xi_1), \\ \dot{\xi}_1 &= \xi_2, \\ \dot{\xi}_2 &= \xi_3, \\ \dot{\xi}_3 &= \xi_4, \\ \dot{\xi}_4 &= \xi_5, \\ \dot{\xi}_5 &= \xi_6, \\ \dot{\xi}_6 &= \xi_7, \\ \dot{\xi}_7 &= 0.\end{aligned}\tag{4.19}$$

Un Observador de Luenberger para el sistema representado por la ec.(4.19), se escribe como:

$$\begin{aligned}
\dot{\hat{z}}_1 &= \hat{z}_2 + \beta_8(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{z}}_2 &= \frac{1}{m}(u - \hat{\xi}_1) + \beta_7(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_1 &= \hat{\xi}_2 + \beta_6(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_2 &= \hat{\xi}_3 + \beta_5(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_3 &= \hat{\xi}_4 + \beta_4(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_4 &= \hat{\xi}_5 + \beta_3(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_5 &= \hat{\xi}_6 + \beta_2(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_6 &= \hat{\xi}_7 + \beta_1(y - \hat{y}), \\
\dot{\hat{\xi}}_7 &= \beta_0(y - \hat{y}),
\end{aligned} \tag{4.20}$$

siendo, $z_1 = y$, $\hat{z}_1 = \hat{y}$.

Al sustraer la dinámica del observador descrita por la ec.(4.20), de la dinámica lineal del sistema extendido dada por la ec.(4.19), se obtiene la dinámica del error de estimación:

$$\begin{aligned}
\dot{e}_1 &= e_2 - \beta_8 e_1, \\
\dot{e}_2 &= -\frac{1}{m}e_{z1} - \beta_7 e_1, \\
\dot{e}_{z1} &= e_{z2} - \beta_6 e_1, \\
\dot{e}_{z2} &= e_{z3} - \beta_5 e_1, \\
\dot{e}_{z3} &= e_{z4} - \beta_4 e_1, \\
\dot{e}_{z4} &= e_{z5} - \beta_3 e_1, \\
\dot{e}_{z5} &= e_{z6} - \beta_2 e_1, \\
\dot{e}_{z6} &= e_{z7} - \beta_1 e_1, \\
\dot{e}_{z7} &= -\beta_0 e_1,
\end{aligned}$$

con, $e_1 = z_1 - \hat{z}_1$, $e_2 = z_2 - \hat{z}_2$, $e_{zi} = \xi_i - \hat{\xi}_i$, $i = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7$. El error de estimación también puede ser escrito en forma vectorial, de la siguiente manera,

$$\begin{bmatrix} \dot{e}_1 \\ \dot{e}_2 \\ \dot{e}_{z1} \\ \dot{e}_{z2} \\ \dot{e}_{z3} \\ \dot{e}_{z4} \\ \dot{e}_{z5} \\ \dot{e}_{z6} \\ \dot{e}_{z7} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\beta_8 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\beta_7 & 0 & -\frac{1}{m} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\beta_6 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\beta_5 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\beta_4 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ -\beta_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\beta_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ -\beta_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ -\beta_0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} e_1 \\ e_2 \\ e_{z1} \\ e_{z2} \\ e_{z3} \\ e_{z4} \\ e_{z5} \\ e_{z6} \\ e_{z7} \end{bmatrix}.$$

Se emplea el teorema de *Cayley-Hamilton* [56] para determinar la ecuación característica de la dinámica de error, mediante $p(s) = \det(sI - A)$; resultando un polinomio característico $p(s)$ de noveno grado:

$$s^9 + \beta_8 s^8 + \beta_7 s^7 + \left(-\frac{\beta_6}{m}\right) s^6 + \left(-\frac{\beta_5}{m}\right) s^5 + \left(-\frac{\beta_4}{m}\right) s^4 + \left(-\frac{\beta_3}{m}\right) s^3 + \left(-\frac{\beta_2}{m}\right) s^2 + \left(-\frac{\beta_1}{m}\right) s + \left(-\frac{\beta_0}{m}\right) = 0. \quad (4.21)$$

Para el diseño de las ganancias del observador, se propone un polinomio característico deseado de noveno grado, de la forma: $p_d(s) = (s + p)(s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2)^4$,

$$\begin{aligned} & s^9 + (8\zeta\omega_n + p) s^8 + (4\omega_n^2 + 24\zeta^2\omega_n^2 + 8\zeta\omega_n p) s^7 \\ & \quad + (24\zeta\omega_n^3 + 4\omega_n^2 p + 32\zeta^3\omega_n^3 + 24\zeta^2\omega_n^2 p) s^6 \\ & \quad + (6\omega_n^4 + 48\omega_n^4\zeta^2 + 24\zeta\omega_n^3 p + 16\zeta^4\omega_n^4 + 32\zeta^3\omega_n^3 p) s^5 \\ & \quad + (24\zeta\omega_n^5 + 6\omega_n^4 p + 32\zeta^3\omega_n^5 + 48\zeta^2\omega_n^4 p + 16\zeta^4\omega_n^4 p) s^4 \\ & \quad \quad + (4\omega_n^6 + 24\zeta^2\omega_n^6 + 24\zeta\omega_n^5 p + 32\zeta^3\omega_n^5 p) s^3 \\ & \quad + (8\zeta\omega_n^7 + 4\omega_n^6 p + 24\zeta^2\omega_n^6 p) s^2 + (\omega_n^8 + 8\zeta\omega_n^7 p) s + \omega_n^8 p = 0, \end{aligned} \quad (4.22)$$

tal que sea *Hurwitz*⁹, con $\zeta, \omega_n, p > 0$; y las raíces lo suficientemente alejadas del eje imaginario del semiplano izquierdo del plano complejo s , tal que el error de estimación tenga una rápida convergencia exponencialmente a cero.

Finalmente, las ganancias del observador se calculan al igualar las ecs.(4.21) y (4.22), quedando definidas como:

$$\begin{aligned} \beta_0 &= -(\omega_n^8 p) m, \\ \beta_1 &= -(\omega_n^8 + 8\zeta\omega_n^7 p) m, \\ \beta_2 &= -(8\zeta\omega_n^7 + 4\omega_n^6 p + 24\zeta^2\omega_n^6 p) m, \\ \beta_3 &= -(4\omega_n^6 + 24\zeta^2\omega_n^6 + 24\zeta\omega_n^5 p + 32\zeta^3\omega_n^5 p) m, \\ \beta_4 &= -(24\zeta\omega_n^5 + 6\omega_n^4 p + 32\zeta^3\omega_n^5 + 48\zeta^2\omega_n^4 p + 16\zeta^4\omega_n^4 p) m, \\ \beta_5 &= -(6\omega_n^4 + 48\omega_n^4\zeta^2 + 24\zeta\omega_n^3 p + 16\zeta^4\omega_n^4 + 32\zeta^3\omega_n^3 p) m, \\ \beta_6 &= -(24\zeta\omega_n^3 + 4\omega_n^2 p + 32\zeta^3\omega_n^3 + 24\zeta^2\omega_n^2 p) m, \\ \beta_7 &= 4\omega_n^2 + 24\zeta^2\omega_n^2 + 8\zeta\omega_n p \\ \beta_8 &= 8\zeta\omega_n + p \end{aligned}$$

⁹La estabilidad de Hurwitz [51] establece que los polos del sistema deben estar en el semiplano izquierdo del plano complejo s , para asegurar la estabilidad.

4.4. Método Algebraico para la Identificación de Parámetros

Para analizar la contribución de las fuerzas de interacción en la *Fase 1* y en la *Fase 2*, es necesario estimar cada una de estas de forma individual. Para esto, se ha considerado el método algebraico para llevar a cabo la estimación individual de esas fuerzas, mediante la estimación de sus coeficientes, usando los modelos lineales de Kelvin-Voigt (KV) y Fukushima.

La perturbación $\xi(t)$ describe la dinámica lineal de las fuerzas de rigidez Kx y amortiguamiento $B\dot{x}$ del modelo Kelvin-Voigt para la *Fase 1*, y las fuerzas de corte $s\dot{x}$ y fricción $\mu Pd\pi x$ del modelo Fukushima en la *Fase 2*; de acuerdo a la ec.(4.12).

Se considera que la perturbación estimada $\hat{\xi}(t)$ es igual a la siguiente expresión:

$$\hat{\xi}_1(t) = \hat{\xi}(t) = \alpha\dot{x}(t) + \beta x(t), \quad (4.23)$$

donde, α representa el coeficiente de la fuerza de amortiguamiento del modelo Kelvin-Voigt en la *Fase 1*, o el coeficiente de la fuerza de corte del modelo Fukushima en la *Fase 2*; y β representa la constante de la fuerza de rigidez del modelo Kelvin-Voigt en la *Fase 1*, o la constante de la fuerza de fricción del modelo Fukushima en la *Fase 2*.

Fase 1	Fase 2
Modelo KV	Modelo Fukushima
$\alpha = B$	$\alpha = s$
$\beta = K$	$\beta = \mu Pd\pi$

De la ec.(4.23), la perturbación estimada $\hat{\xi}(t)$ se considera como la señal de entrada $u(t)$, y $x(t)$ se considera la señal de salida $y(t)$ de ese nuevo sistema. Es decir,

$$u(t) = \alpha\dot{y}(t) + \beta y(t).$$

Aplicando la Transformada de Laplace [56] del cálculo operacional, se obtiene la siguiente expresión:

$$U(s) = \alpha[sY(s) - y(0)] + \beta[Y(s)].$$

Para cancelar la influencia de las condiciones iniciales, se deriva la ecuación respecto de la variable s , consiguiendo la expresión:

$$\frac{d}{ds}U(s) = \alpha\left[s\frac{d}{ds}Y(s) + Y(s)\right] + \beta\left[\frac{d}{ds}Y(s)\right].$$

Se multiplica a ambos lados de la expresión anterior por s^{-1} , para conseguir una nueva expresión libre de derivadas en el dominio del tiempo:

$$s^{-1}\frac{d}{ds}U(s) = \alpha\left[\frac{d}{ds}Y(s) + s^{-1}Y(s)\right] + \beta\left[s^{-1}\frac{d}{ds}Y(s)\right].$$

La expresión obtenida en el dominio del tiempo puede ser escrita de tal forma que se quede implícita la información para la identificación de parámetros:

$$q(t) = \alpha\eta_1(t) + \beta\eta_2(t), \quad (4.24)$$

donde,

$$\begin{aligned} q(t) &= \int t \cdot u(t) dt, \\ \eta_1(t) &= t \cdot y(t) - \int y(t) dt, \\ \eta_2(t) &= \int t \cdot y(t) dt. \end{aligned}$$

Para determinar los parámetros se necesita una ecuaciones adicional, y se obtiene integrando la ec.(4.24), para formar un sistema de ecuaciones lineales de la forma:

$$\begin{bmatrix} P_{11}(t) & P_{12}(t) \\ P_{21}(t) & P_{22}(t) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_e \\ \beta_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Q_1(t) \\ Q_2(t) \end{bmatrix},$$

donde,

$$\begin{aligned} P_{11}(t) &= \eta_1(t), & P_{12}(t) &= \eta_2(t), \\ P_{21}(t) &= \int \eta_1(t), & P_{22}(t) &= \int \eta_2(t), \end{aligned}$$

y,

$$Q_1(t) = q(t), \quad Q_2(t) = \int q(t).$$

Para identificar el valor de los parámetros desconocidos α_e y β_e , se emplea la regla de *Cramer* [56], resultando las siguientes fórmulas¹⁰:

$$\alpha_e = \frac{\begin{vmatrix} Q_1(t) & P_{12}(t) \\ Q_2(t) & P_{22}(t) \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} P_{11}(t) & P_{12}(t) \\ P_{21}(t) & P_{22}(t) \end{vmatrix}}, \quad \beta_e = \frac{\begin{vmatrix} P_{11}(t) & Q_1(t) \\ P_{21}(t) & Q_2(t) \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} P_{11}(t) & P_{12}(t) \\ P_{21}(t) & P_{22}(t) \end{vmatrix}}. \quad (4.25)$$

¹⁰Considerando $t > 0$, un valor pequeño ε , para que no exista singularidad.

4.5. Resultados de Simulación Numérica de la Fase 1

En esta sección se muestran los resultados de simulación de la estimación de las fuerzas de interacción de los tres modelos considerados para la *Fase 1* del proceso de inserción (ecs.(3.18), (3.19) y (3.20)). Cada uno de los algoritmos de estimación (Observadores de perturbación dados por las ecs.(4.14) y (4.19), y el método Algebraico dado por la ec.(4.25)) fueron programados en MATLAB/Simulink, usando el método numérico *Runge-Kutta*, con un paso de integración fijo de 0.1 [ms]. En el Apéndice A.2 se muestra la programación en bloques de los algoritmos de estimación.

En cada modelo se evaluó la estimación dada por los Observadores de Perturbación de cuarto y sexto orden, y se eligió la respuesta de estimación más favorable. A continuación se muestran los resultados obtenidos.

4.5.1. Modelo Polinomial de Okamura

Se considera el modelo polinomial de Okamura dado por la ec.(3.18) y los parámetros correspondientes al *Hígado 2* indicados en la Tabla 3.1. Se consideraron cuatro fuerzas de inserción de prueba: Constante, Rampa, Sinusoidal y el Polinomio de Bézier, como se han definido en la Sección 3.6. Los valores de los parámetros empleados para las ganancias de los observadores de perturbación se muestran en la Tabla 4.1.

Observador de 4° Orden	$\zeta = 0.9$ $\omega_n = 60$ $p = 60$
Observador de 6° Orden	$\zeta = 0.9$ $\omega_n = 30$ $p = 30$

Tabla 4.1: Valores de los parámetros ζ , ω_n y p de las ganancias del Observador de Perturbación para el modelo Okamura.

En las gráficas de la Figura 4.4 se muestran los resultados de simulación numérica obtenidos con el Observador de cuarto orden, aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ constante de 2.3040 [N]. Se eligieron los resultados del Observador de cuarto orden con la justificación que se describe a continuación.

La Figura 4.4(a) muestra la fuerza de inserción, la fuerza de rigidez del tejido y la fuerza de rigidez estimada por el Observador que tiene una convergencia rápida, tal como se muestra en la gráfica de la Figura 4.4(b); donde el error en la reconstrucción de fuerza de rigidez, inicialmente presenta una oscilación entre ± 2.97 [μN]. Sin embargo, al transcurrir 300 [ms] el error converge a un valor constante de cero. La gráfica que se muestra en la Figura 4.4(c) corresponde a la comparación de la posición de la punta de la aguja dada por el modelo y la posición estimada que converge satisfactoriamente, con una error de estimación (*ver* Figura 4.4(d); presentando una oscilación entre ± 150 [fm] y un tiempo de asentamiento de 340 [ms].

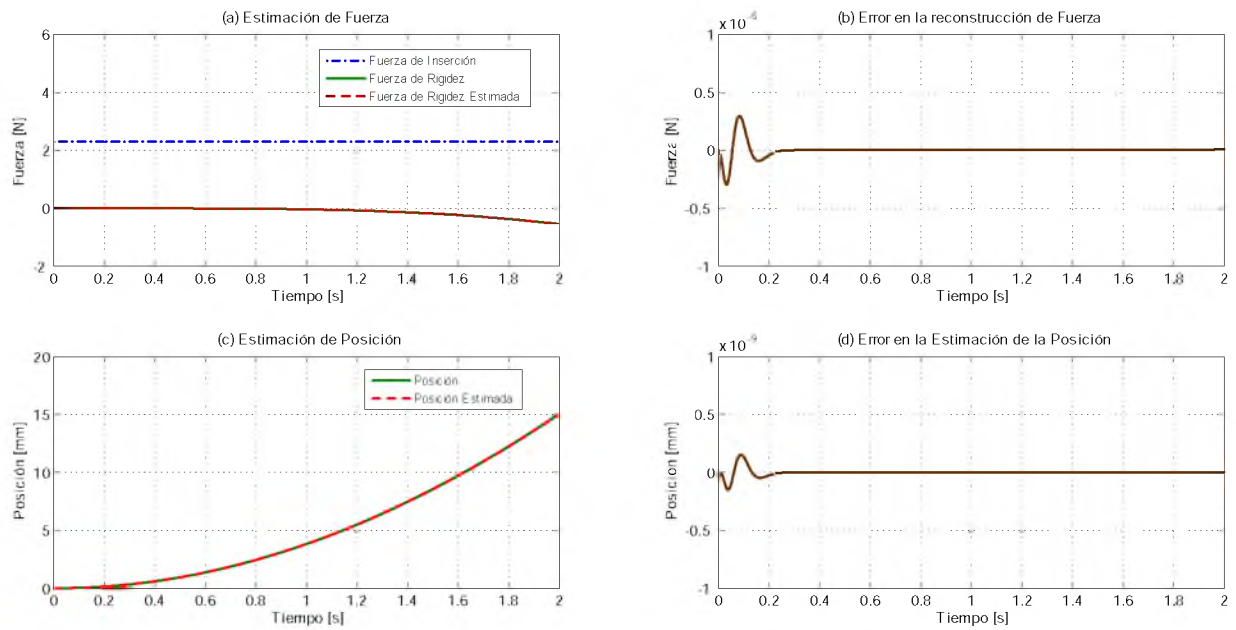


Figura 4.4: Modelo Okamura: Estimación del Observador de Cuarto Orden ante una fuerza de inserción Constante.

En el caso del Observador de sexto orden, el error máximo de la fuerza de rigidez estimada fue 3 veces mayor al error máximo generado por el de cuarto orden. Así también, en cuanto al error de posición la oscilación inicial fue de 8 veces mayor. Además, los tiempos de asentamiento del Observador de sexto orden se acercan a los 700 [ms], prácticamente el doble de los tiempos de asentamientos que se visualizan en las gráficas de la Figura 4.4(b) y (d).

En la Figura 4.5(a) se muestran los resultados al aplicar una fuerza de inserción $f_{inserción}$ del tipo Rampa, con un valor de $0.15t$ [N] para la misma muestra hepática. Se muestra la comparación de la fuerza de rigidez y la fuerza de rigidez estimada por el Observador de sexto orden. En la gráfica que se muestra en la Figura 4.5(b) se puede ver la convergencia en la estimación de la fuerza; y se observan oscilaciones que no superan los ± 25 [nN], con un tiempo de asentamiento de 700 [ms]. Por otro lado, en la Figura 4.5(c) se muestra la curva de la deflexión tisular y la deflexión estimada, con un error de estimación (ver Figura 4.5(d)) presenta oscilaciones que no superan los ± 3 [fm], con un tiempo de asentamiento de 700 [ms].

El error máximo en la estimación de la fuerza de interacción dado por el Observador de cuarto orden, resultó de aproximadamente 4 veces menor al del Observador de sexto orden; mientras que el error de posición dado por el Observador de sexto orden fue 100 veces mayor al de cuarto orden. Sin embargo, los errores del Observador de cuarto orden no convergen en cero, razón por la cual se seleccionó el Observador de orden mayor.

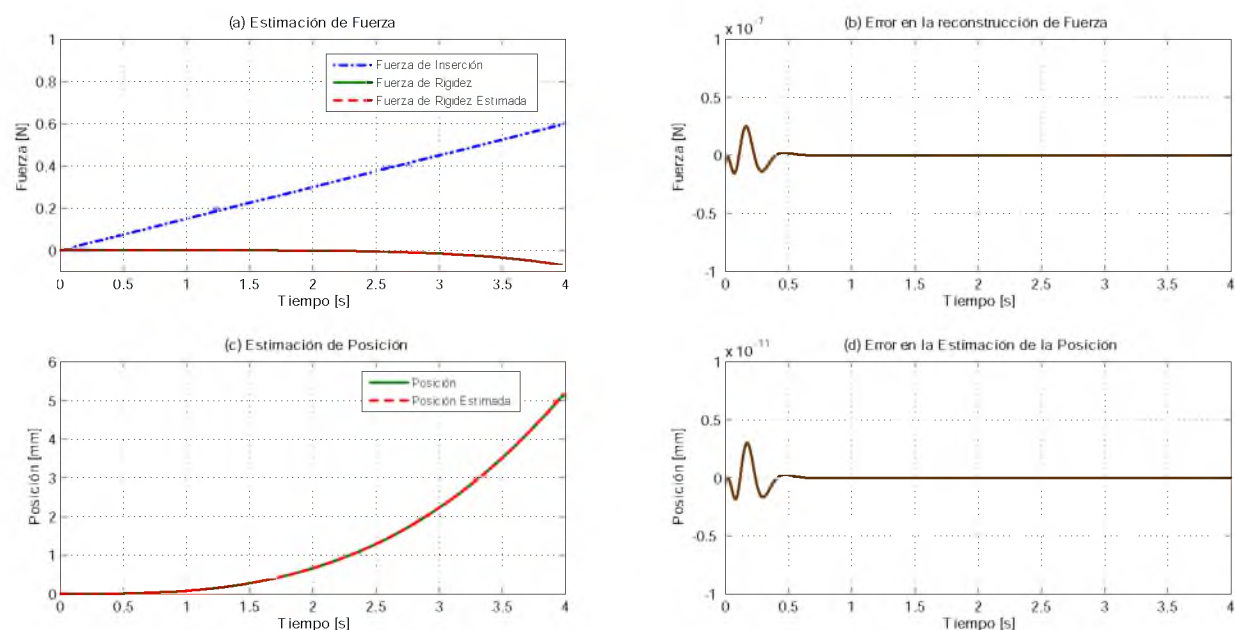


Figura 4.5: Modelo Okamura: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo Rampa.

Considerando una fuerza de inserción del tipo Sinusoidal dada por la ec.(3.24) con $\omega = 0.4\pi$, se obtuvieron resultados satisfactorios con el Observador de cuarto orden. En la Figura 4.6(a) se muestra la estimación de la fuerza de rigidez, y el error de estimación correspondiente a esa fuerza se muestra en la Figura 4.6(b), que presenta oscilaciones en un intervalo de ± 16.76 [nN]. A pesar de que no converge a cero, el error es muy pequeño; por tanto, se puede considerar despreciable. La Figura 4.6(c) corresponde a las gráficas de la posición real y la posición estimada de la punta de la aguja, donde el error presenta oscilaciones menores en el intervalo ± 856 [am]; y por tanto, no resulta significativo (*ver* Figura 4.6(d)).

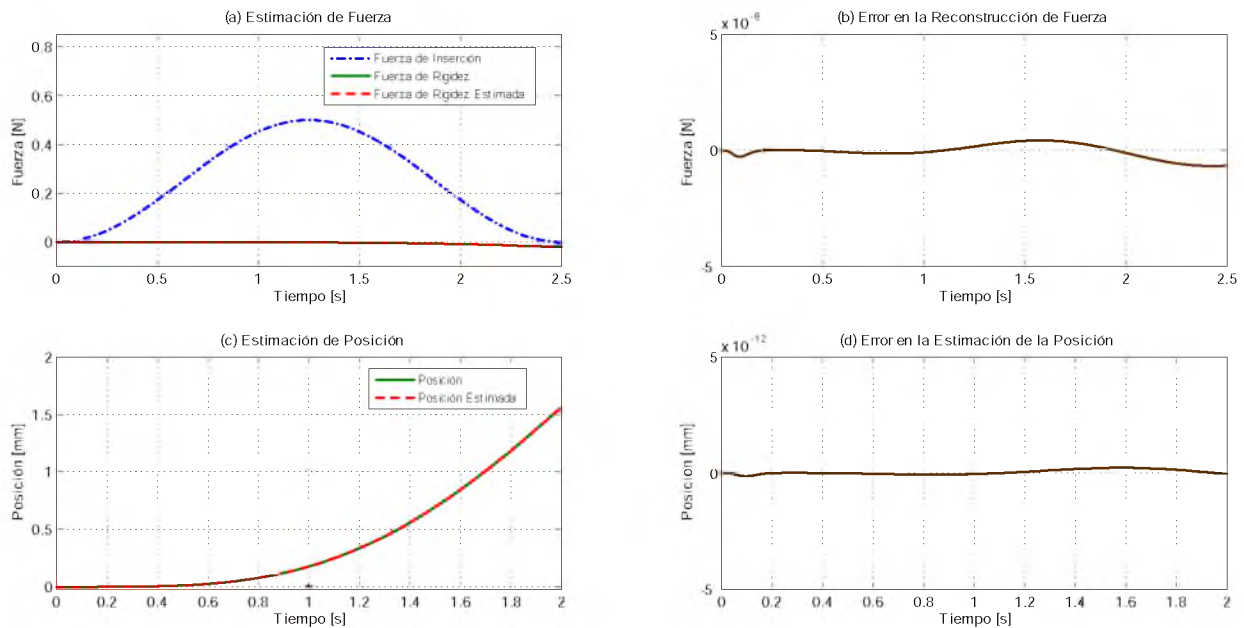


Figura 4.6: Modelo Okamura: Estimación del Observador de Cuarto Orden ante una fuerza de entrada Sinusoidal.

Es importante comentar que el Observador de sexto orden alcanzó un 32.5% más eficiente en cuanto a la estimación de fuerza. Sin embargo, al comparar el error de estimación de posición, el de sexto orden fue 1.6 veces mayor al error máximo obtenido con el Observador seleccionado. Además de que en ninguno de los casos llega a converger a cero.

También se observó que cuando la fuerza de rigidez o la posición tiende a valores constantes, el Observador empieza a tener dificultades para la aproximación generando así un incremento en el rango del error.

Al evaluar la respuesta de los Observadores de perturbación ante una fuerza de inserción $f_{inserción}$ con un perfil polinomial de Bézier dado por la ec.(3.25)¹¹, se lograron ver algunas variaciones. El error máximo en la reconstrucción de la fuerza por el Observador de cuarto orden superó en un 75 % al error máximo generado por el Observador de sexto orden, mientras que el error de estimación de posición dado por el Observador de cuarto orden duplicó al de sexto.

En la Figura 4.7(a) se muestra la estimación de la fuerza de rigidez usando el Observador de sexto orden, con un error de estimación (*ver* Figura 4.7(b)) que oscila entre valores de ± 10 [nN]. En la Figura 4.7(c) se muestran las curvas de la posición actual y la posición estimada de la punta de la aguja, y la diferencia entre estas se muestra en la Figura 4.7(d), con variaciones de aproximadamente de ± 1.15 [fm]. De acuerdo a lo anterior, se ha considerado como adecuados los resultados del Observador de sexto orden.

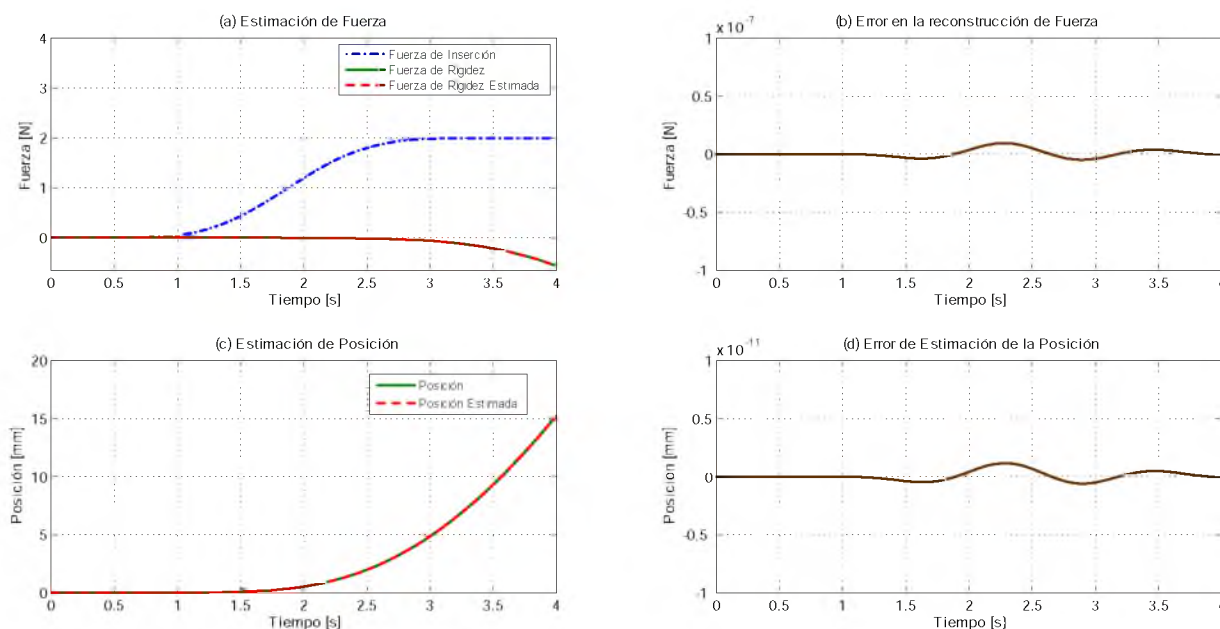


Figura 4.7: Modelo Okamura: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo polinomio de Bézier.

4.5.2. Modelo Kelvin-Voigt

Las simulaciones numéricas de la estimación de la fuerza de interacción del modelo reológico de Kelvin-Voigt descrito por la ec.(3.19), se obtuvieron considerando los valores de los parámetros del tejido blando indicados en la Tabla 3.2, y señales de prueba como fuerza de inserción del tipo: constante, rampa, sinusoidal y polinomio de Bézier.

¹¹Con $f_{inicial} = 0$, $f_{final} = 2$ [N], $t_o = 0$ y $t_f = 5$ [s].

Los valores de los parámetros ζ , ω_n y p , considerados para el diseño de las ganancias de los observadores se muestran en la Tabla 4.2.

Observador de 4° Orden	$\zeta = 2$ $\omega_n = 130$ $p = 130$
Observador de 6° Orden	$\zeta = 2$ $\omega_n = 120$ $p = 120$

Tabla 4.2: Valores de los parámetros ζ , ω_n y p de las ganancias del Observador de Perturbación para el modelo Kelvin-Voigt.

La Figura 4.8 muestra los resultados de simulación empleando el Observador de sexto orden y una fuerza de inserción $f_{inserción}$ constante de 2 [N]. La estimación de la fuerza de rigidez se muestra en la Figura 4.8(a), con un error de estimación que oscila en un intervalo de ± 82.6 [mN] y converge a cero en un tiempo de 300 [ms], tal como se muestra en la Figura 4.8(b). La estimación de la deformación tisular se muestra en la Figura 4.8(c), con un error de estimación que inicialmente tiene un comportamiento oscilatorio en un intervalo de ± 156 [nm] (ver Figura 4.8(d)) y converge a cero en un tiempo de 200 [ms].

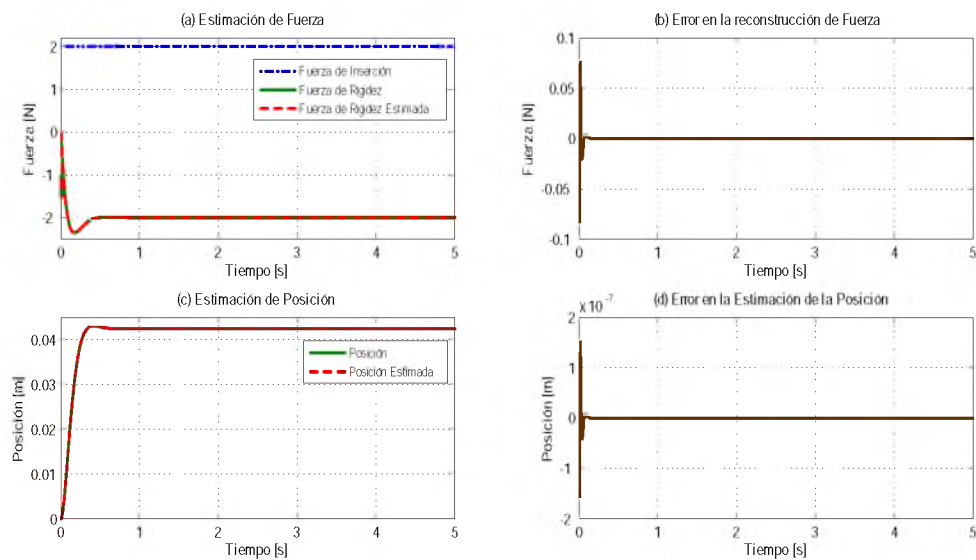


Figura 4.8: Modelo K-V: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada Constante.

Así también, se ha empleado una fuerza de inserción $f_{inserción}$ del tipo Rampa, con una pendiente de $0.15t$ [N], considerando el Observador de perturbación de sexto orden. La Figura 4.9(a) muestra la comparación de la fuerza de rigidez actual y la fuerza de rigidez estimada; y el error de estimación se muestra en la Figura 4.9(b), que tiene un comportamiento inicialmente oscilatorio en un intervalo de ± 29.7 [μN] y un tiempo de asentamiento de 340 [ms]. En la Figura 4.9(c) se muestra el desplazamiento de la punta de la aguja y la estimación correspondiente, que tiene un error de estimación inicial con forma oscilatoria en un intervalo de ± 58.3 [pm], y converge a cero en un tiempo de aproximadamente de 400 [ms] (ver Figura 4.9(d)).

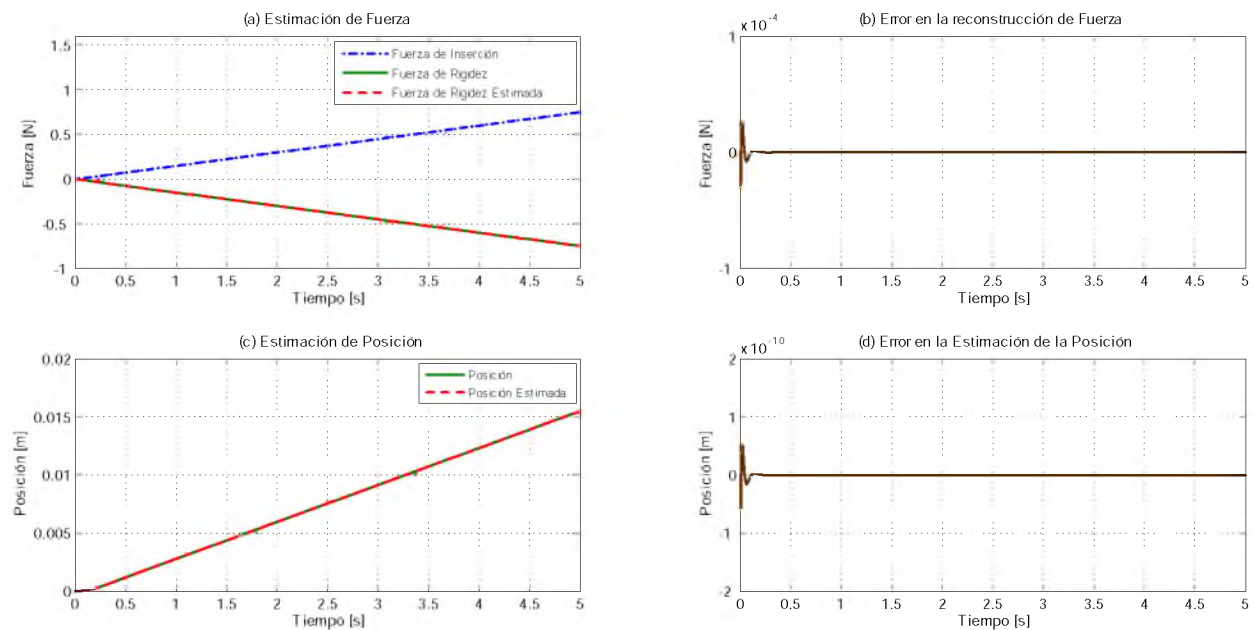


Figura 4.9: Modelo K-V: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo Rampa.

En este estudio, se ha considerado una fuerza de inserción $f_{inserción}$ del tipo Sinusoidal (ec.(3.24), con $\omega = 0.4\pi$) y el Observador de perturbación de sexto orden. En la Figura 4.10(a) se muestra la fuerza de rigidez actual de acuerdo al modelo reológico y la fuerza de rigidez estimada. En la Figura 4.10(b) se muestra el error de estimación con oscilaciones de aproximadamente ± 2.58 [μN], y converge a cero en un tiempo de aproximadamente 550 [ms]. La Figura 4.10(c) corresponde a la comparación del desplazamiento de la punta de la aguja y el desplazamiento estimado; con un error de estimación (*ver* Figura 4.10(d)) que también presenta oscilaciones, las cuales son de ± 5.12 [pm], y converge a cero en un tiempo aproximado de 600 [ms].

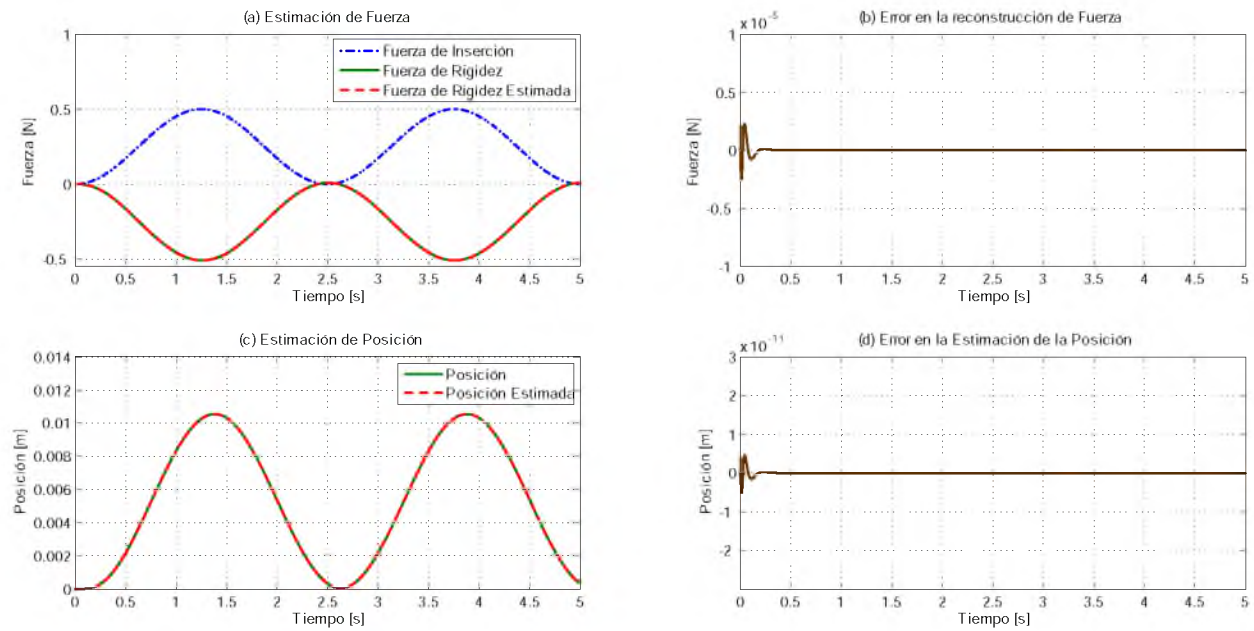


Figura 4.10: Modelo K-V: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada Sinusoidal.

Los resultados obtenidos de aplicar una fuerza de inserción $f_{inserción}$ con un perfil polinomial de Bézier de acuerdo a la ec.(3.25)¹², se describen a continuación. La fuerza de interacción como la fuerza estimada se muestran en la Figura 4.11(a), mientras que el error de estimación de la fuerza se muestra en la Figura 4.11(b). Aunque la señal del error de estimación de la fuerza no converge a cero, permanecen oscilaciones muy mínimas de ± 383 [pN]. En la Figura 4.11(c) se muestra el comportamiento de la posición de la punta de la aguja, así como la posición estimada; con un error de estimación que oscila en un intervalo de ± 132 [am] (ver Figura 4.11(d)).

Durante la simulación se observó como un ruido en las señales de error, siendo más notable en la del error de posición. Probablemente se debe a que como se trata de una aproximación con un polinomio de grado elevado, la estimación se complica numéricamente cuando la señal a estimar tiende a un valor constante.

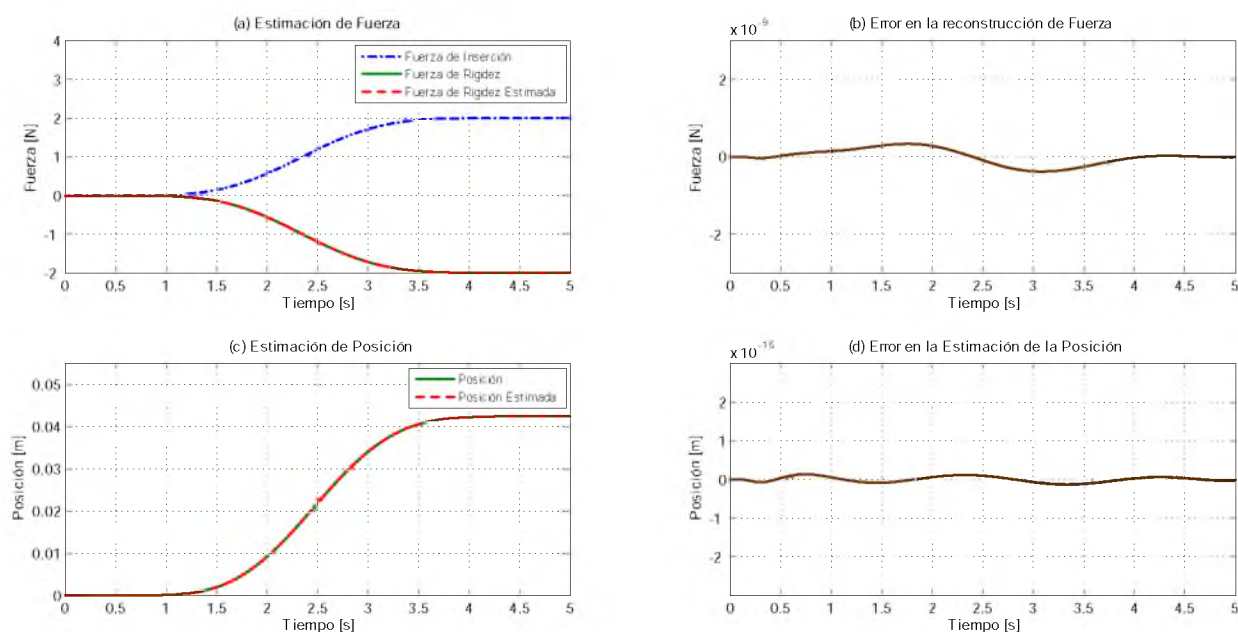


Figura 4.11: Modelo K-V: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo polinomio de Bézier.

Para este modelo, el Observador de sexto orden tuvo un mejor desempeño que el de cuarto orden. Cuando se aplicó una fuerza de inserción Constante de 2 [N], el error en la estimación de la fuerza con el Observador de cuarto orden fue 42 % mayor que en el caso del error del Observador seleccionado, mientras que el error de posición fue de aproximadamente el doble que el del Observador de sexto orden. El tiempo de asentamiento se incrementó en un 50 % en el caso del Observador de Cuarto Orden. Cuando la fuerza de inserción fue de tipo Rampa, el Observador de sexto orden una eficiencia de 55.5 % y 71.8 % en la estimación

¹²Con $f_{inicial} = 0$, $f_{final} = 2$ [N], $t_o = 0$ y $t_f = 5$ [s].

de fuerza y posición, respectivamente. En cuanto al tiempo de asentamiento, la respuesta del Observador seleccionado fue 20 % más rápida.

Al emplear una fuerza de inserción del tipo Sinusoidal, el error en la reconstrucción de fuerza dado por el Observador de cuarto orden, fue cuatro veces mayor que el de sexto; mientras que el error de estimación de posición fue 6 veces mayor que el error obtenido con el Observador seleccionado. Finalmente, en la prueba realizada con una entrada tipo polinomio de Bézier, se encontró que el error en la estimación de fuerza del Observador de cuarto orden fue 78 veces mayor que el de sexto orden. Mientras que error de posición dado por el Observador de cuarto orden, fue aproximadamente 800 veces mayor que el otro Observador.

Identificación de Parámetros

Debido al desempeño satisfactorio del Observador de perturbación de sexto orden, se emplearon los resultados de sus señales estimadas para identificar los coeficientes de amortiguamiento B y rigidez K , mediante las fórmulas (ec.(4.25)) obtenidas por el método Algebraico desarrollado en la Sección 4.4.

En la Figura 4.12 se muestran resultados de simulación de la identificación paramétrica de los coeficientes de amortiguamiento y rigidez, al emplear una fuerza de inserción Constante. La Figura 4.13 corresponde a resultados de emplear una fuerza de inserción tipo Rampa. Las Figuras 4.14 y 4.15 muestran los resultados de la identificación paramétrica cuando se emplean una fuerza de inserción con perfil Sinusoidal y el polinomio de Bézier, respectivamente. En todas las pruebas se observa que la identificación de los parámetros es satisfactoria.

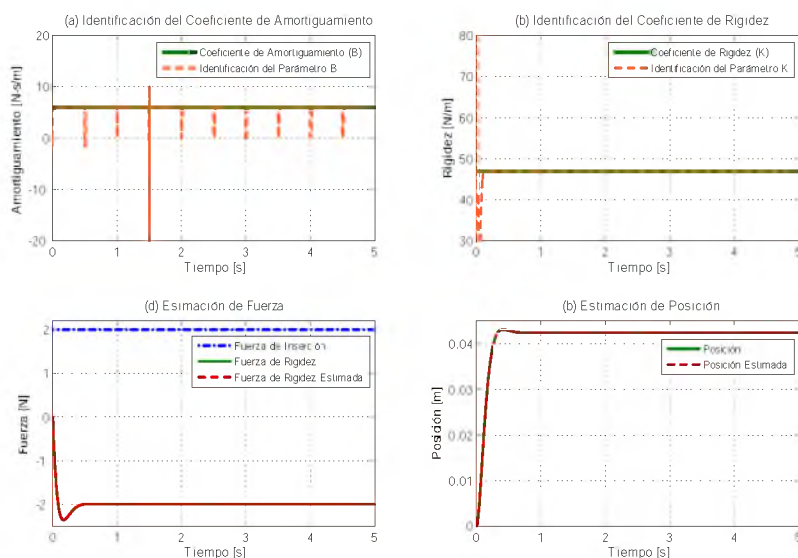


Figura 4.12: Modelo K-V: Identificación de Parámetros al aplicar una fuerza de inserción Constante.

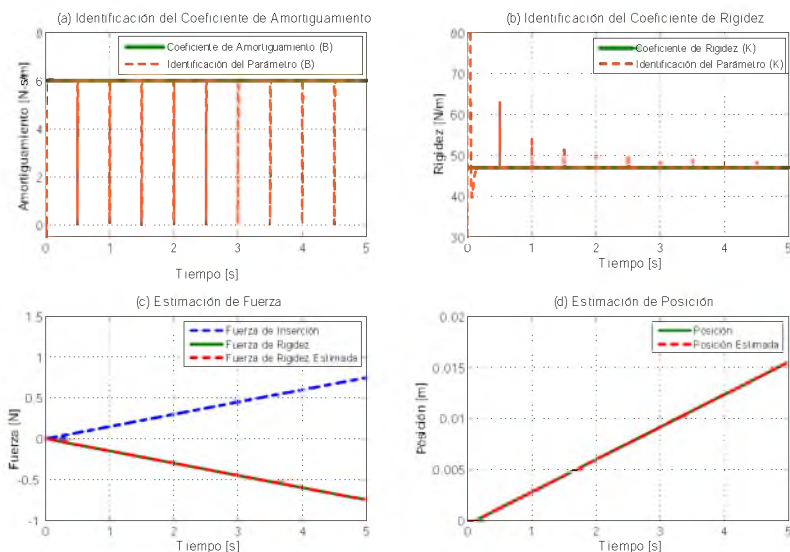


Figura 4.13: Modelo K-V: Identificación de Parámetros al aplicar una fuerza de inserción tipo Rampa.

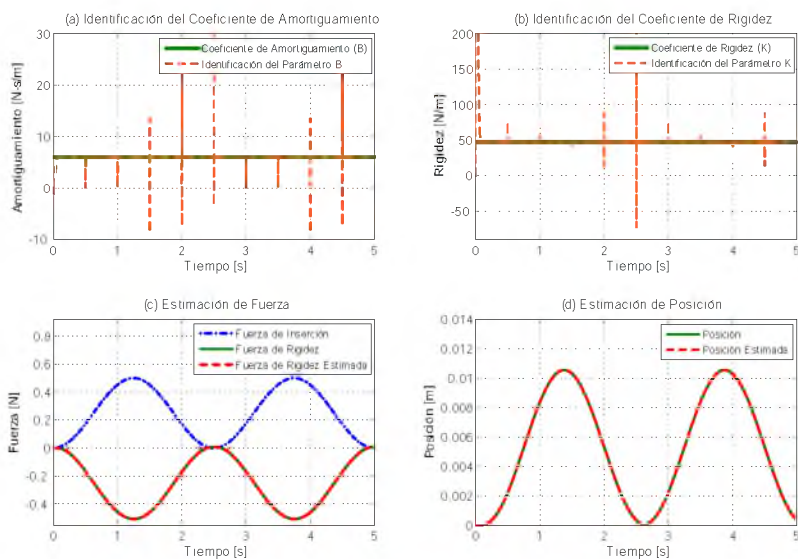


Figura 4.14: Modelo K-V: Identificación de Parámetros al aplicar una fuerza de inserción Sinusoidal.

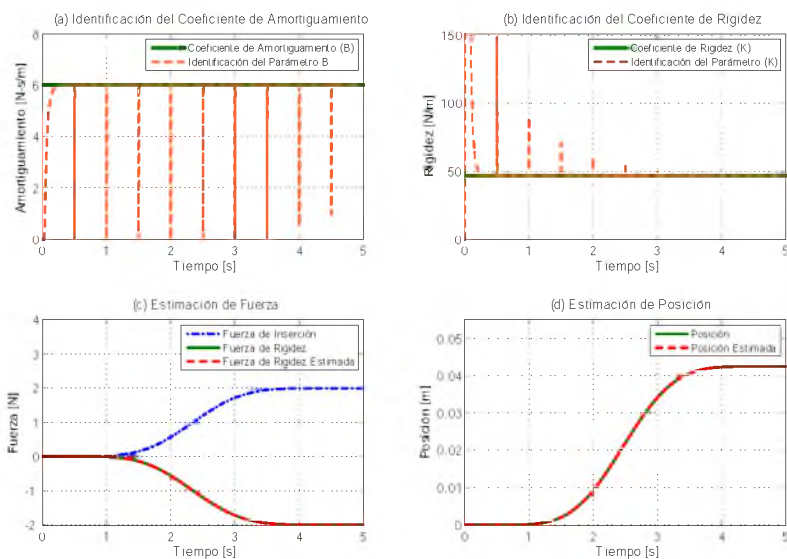


Figura 4.15: Modelo K-V: Identificación de Parámetros al aplicar una fuerza de inserción con perfil polinomial de Bézier.

4.5.3. Modelo Hunt-Crossley

Este modelo está descrito por la ec. (3.20), y los parámetros de tejido blando utilizados para realizar la simulación numérica se indican en la Tabla 3.3. Para este caso de estudio se emplearon tres fuerzas de inserción, una tipo Rampa, un perfil Sinusoidal y un polinomio de Bézier. En la Tabla 4.3 se indican los valores de los parámetros para el diseño de las ganancias del Observador de perturbación.

Observador de 4° Orden	$\zeta = 1$
	$\omega_n = 120$ $p = 120$
Observador de 6° Orden	$\zeta = 1$
	$\omega_n = 80$ $p = 80$

Tabla 4.3: Valores de los parámetros ζ , ω_n y p de las ganancias del Observador de Perturbación para el modelo Hunt-Crossley.

La Figura 4.16 corresponde a los resultados obtenidos usando el Observador de cuarto orden y aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ tipo Rampa, con una pendiente de $0.15t$ [N]. La Figura 4.16(a) muestra las fuerzas de interacción durante la *fase viscoelástica*, así como la fuerza rigidez estimada, que se observa muy semejante a la descrita por el modelo. La gráfica del error de estimación de la fuerza se muestra en la Figura 4.16(b), y su comportamiento tiene una serie de oscilaciones que se incrementan en un periodo de tiempo de

5 [s], con un valor máximo en amplitud de ± 36.5 [μN]. En la Figura 4.16(c) se muestra la posición de la punta de la aguja, así como la estimación realizada por el Observador. La gráfica de la Figura 4.16(d) corresponde al error de estimación de la posición, el cual puede considerarse despreciable, ya que aunque se mantiene oscilando, su amplitud máxima es de 403 [pm].

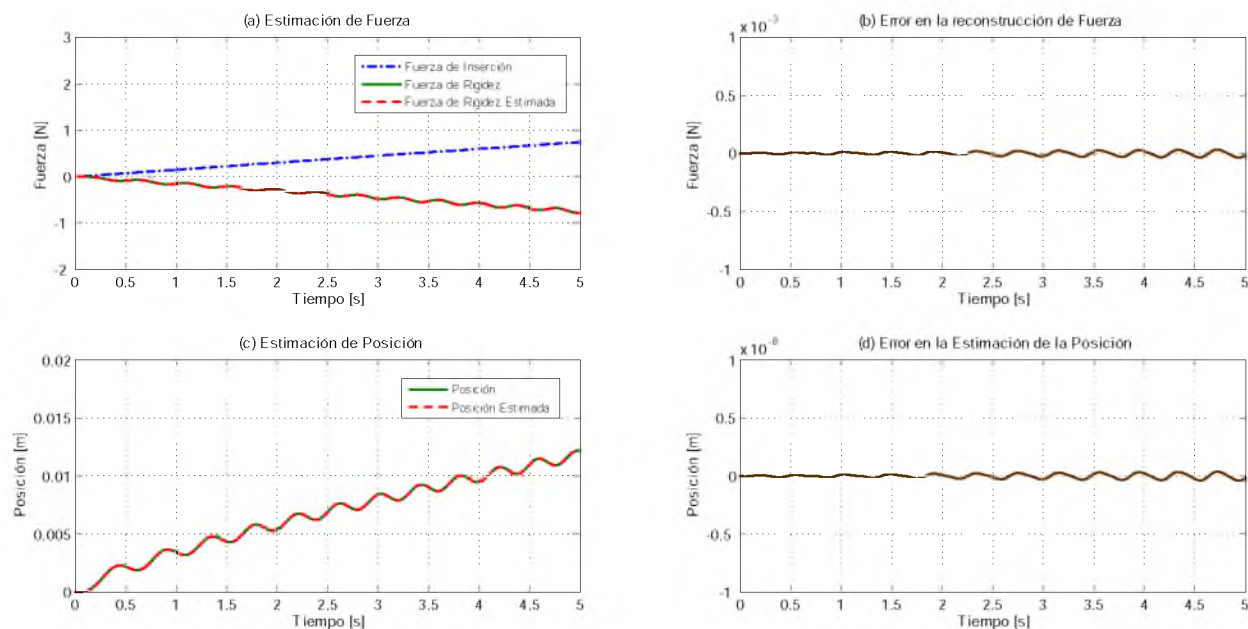


Figura 4.16: Modelo H-C: Estimación del Observador de Cuarto Orden ante una fuerza de entrada tipo Rampa.

También se realizaron simulaciones con el Observador de sexto orden, bajo la misma condición de fuerza de entrada. En éste caso, el error en la estimación de la posición disminuyó en un 26 %. Sin embargo, el error en la reconstrucción de la fuerza de interacción fue aproximadamente 560 veces mayor que el error mostrado en la gráfica de la Figura 4.16(b).

En ambos casos, las gráficas del error no convergen a cero, y las oscilaciones se incrementan conforme transcurre el tiempo de simulación.

Al considerar una fuerza de inserción $f_{inserción}$ del tipo Sinusoidal (ec.(3.24), con $\omega = 0.2\pi$) para realizar una comparación entre los dos Observadores diseñados, se encontró que el de Sexto orden tiene un mejor desempeño; puesto que el error en la reconstrucción de fuerza y el error de posición, se disminuyen en un 50 % y 35 %, respectivamente.

Los resultados de la Figura 4.17 se obtuvieron con el Observador de sexto orden. En la Figura 4.17(a) se muestra la comparación de la fuerza de rigidez y la fuerza de rigidez estimada. La gráfica de la Figura 4.17(b) muestra que el error de estimación presenta oscilaciones, en un rango de $\pm 5.88 \text{ } [\mu\text{N}]$. En la Figura 4.17(c) se observa la deformación del tejido y su estimación, con un error de estimación (*ver* Figura 4.17(d)) que oscila en un intervalo de $\pm 85 \text{ } [pm]$.

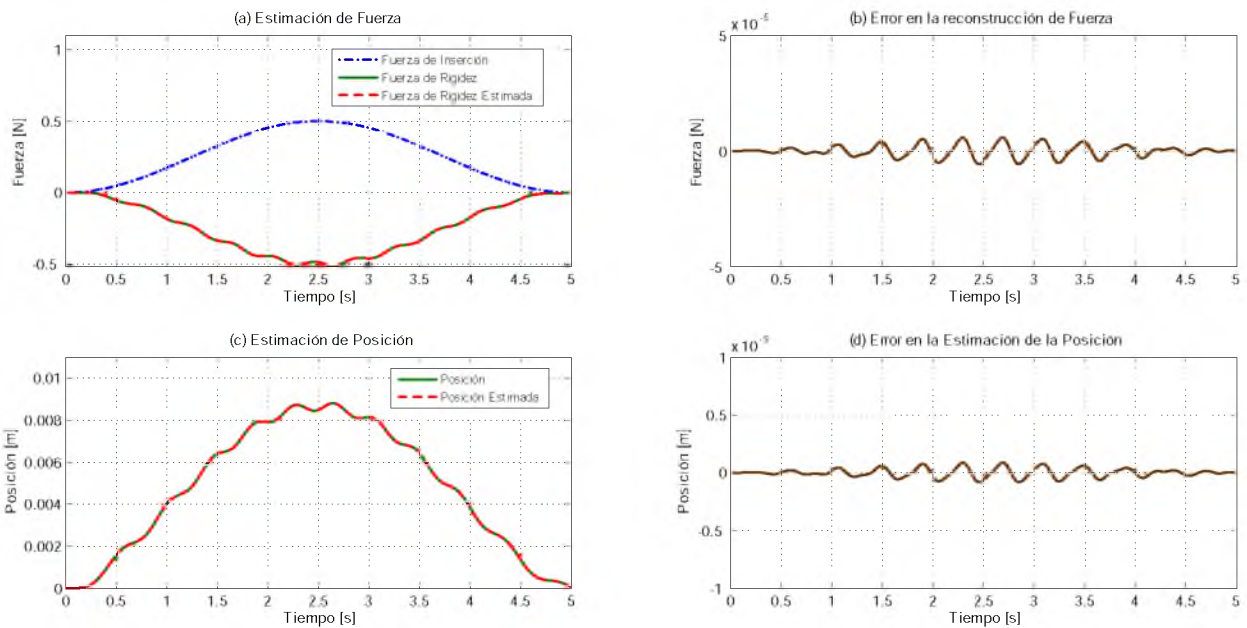


Figura 4.17: Modelo H-C: Estimación del Observador de Cuarto Orden ante una fuerza de entrada Sinusoidal.

Al evaluar el desempeño del Observador de cuarto orden con una fuerza de inserción $f_{inserción}$ de perfil polinomial de Bézier, dado por la ec.(3.25)¹³; se encontró que el error en la reconstrucción de la fuerza duplicó al error generado con el Observador de sexto orden. Y el error en la estimación de la posición superó en un 26% al error dado por el Observador de mayor orden.

Los resultados obtenidos con el Observador de sexto orden se muestran en la Figura 4.18, donde la estimación de la fuerza tiene un resultado satisfactorio (ver Figura 4.18(a)). Sin embargo, existe un error de estimación como se muestra en la Figura 4.18(b), con un comportamiento oscilatorio que no excede en amplitud los $\pm 2.47 [\mu N]$. En la Figura 4.18(c) se muestran las curvas de la posición real de la punta de la aguja y la posición estimada. La gráfica de la Figura 4.18(d) corresponde a la diferencia entre ambas variables, presentando oscilaciones de $\pm 35.7 [pm]$, lo cual se considera despreciable.

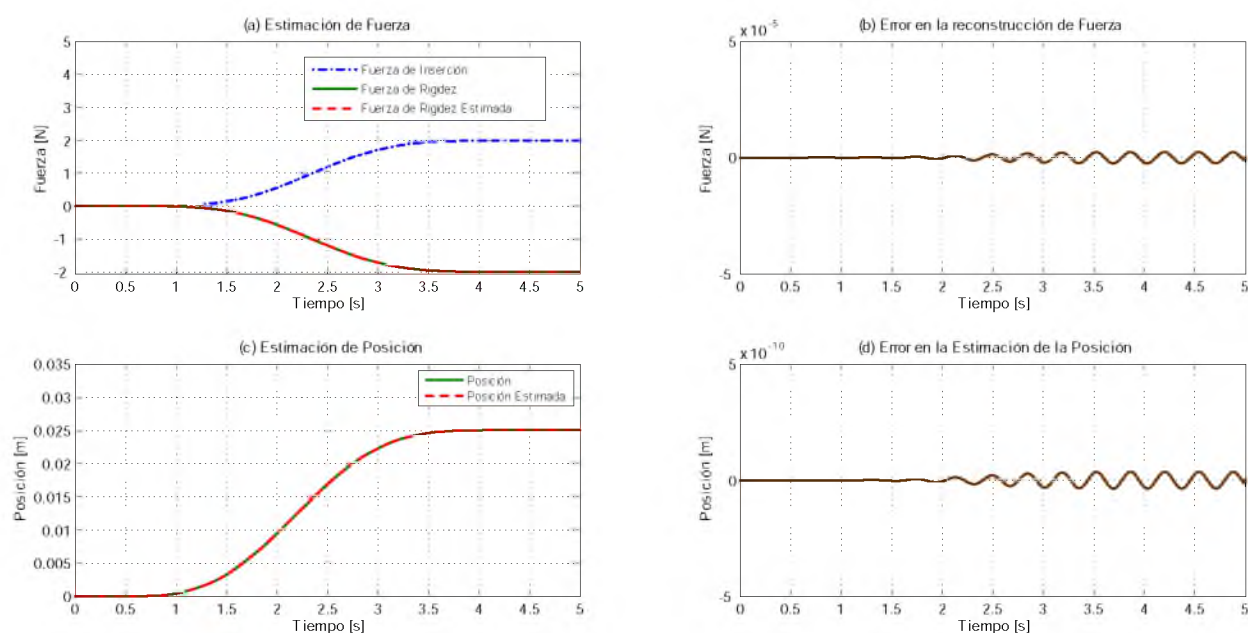


Figura 4.18: Modelo H-C: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo polinomio de Bézier.

¹³Con $f_{inicial} = 0$, $f_{final} = 2 [N]$, $t_o = 0$ y $t_f = 5 [s]$.

4.6. Resultados de Simulación Numérica de la Fase 2

En esta Sección se presentan los resultados de simulación de la estimación de las fuerzas involucradas en la *Fase 2*, descritas por el modelo de Fukushima (ec.(3.21)), usando los Observadores de Perturbación descritos por las ecs.(4.15) y (4.20), y las fórmulas de identificación algebraica dadas por la ec.(4.25). Los algoritmos de estimación fueron programado en MATLAB/Simulink usando el método numérico *Runge-Kutta*, con un paso de integración fijo de 0.1 [ms].

4.6.1. Modelo de Fukushima

Empleando el modelo de Fukushima dado por la ec. (3.21), y considerando los valores de los parámetros indicados en la Tabla 3.4 que corresponden a un tejido artificial de silicona, se realizaron simulaciones numéricas para evaluar los algoritmos de estimación, usando señales de prueba como fuerza de inserción $f_{inserción}$ del tipo: Constante, Rampa y un perfil polinomial de Bézier, que han sido definidos en la Sección 3.6. Los valores de los parámetros de ζ , ω_n y p , empleados para el diseño de las ganancias del observador de perturbación se indican en la Tabla 4.4.

Observador de 4° Orden	$\zeta = 2$ $\omega_n = 200$ $p = 200$
Observador de 6° Orden	$\zeta = 2$ $\omega_n = 120$ $p = 120$

Tabla 4.4: Valores de los parámetros ζ , ω_n y p de las ganancias del Observador de Perturbación para el modelo Fukushima.

A continuación se presentan los resultados obtenidos con el uso del Observador de sexto orden, aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ constante de 4 [N]. En la Figura 4.19(a) se muestran las fuerzas de interacción y la estimación de esa fuerza. La fuerza de inserción $f_{inserción}$ tiene un valor inicial de cero, con un incremento suave para finalmente alcanzar un valor constante de 4 [N]. La razón por la cual se empleó una fuerza de entrada con esas características, fue debido al comportamiento observado de la fuerza de corte (ver Figuras 3.33 y 3.34), pues el incremento súbito de esta fuerza, al inicio de la simulación le genera dificultades al Observador durante la estimación. Por tanto, al utilizar una fuerza con un incremento suave, ocasionamos que el aumento de la fuerza de corte también sea suave, y de ésta manera se obtienen mejores resultados en la estimación de la fuerza.

En la Figura 4.19(b) se muestra el error en la reconstrucción de la fuerza, que tiene una oscilación de ± 118 [mN]. Sin embargo, al pasar un tiempo de 400 [s] converge a cero. Por otro lado, en la Figura 4.19(c) se muestran la posición real de la aguja y la posición estimada; con un error de estimación que se comporta con oscilaciones de entre ± 236 [nm] y un tiempo de asentamiento de 300 [s], como se muestra en la Figura 4.19(d).

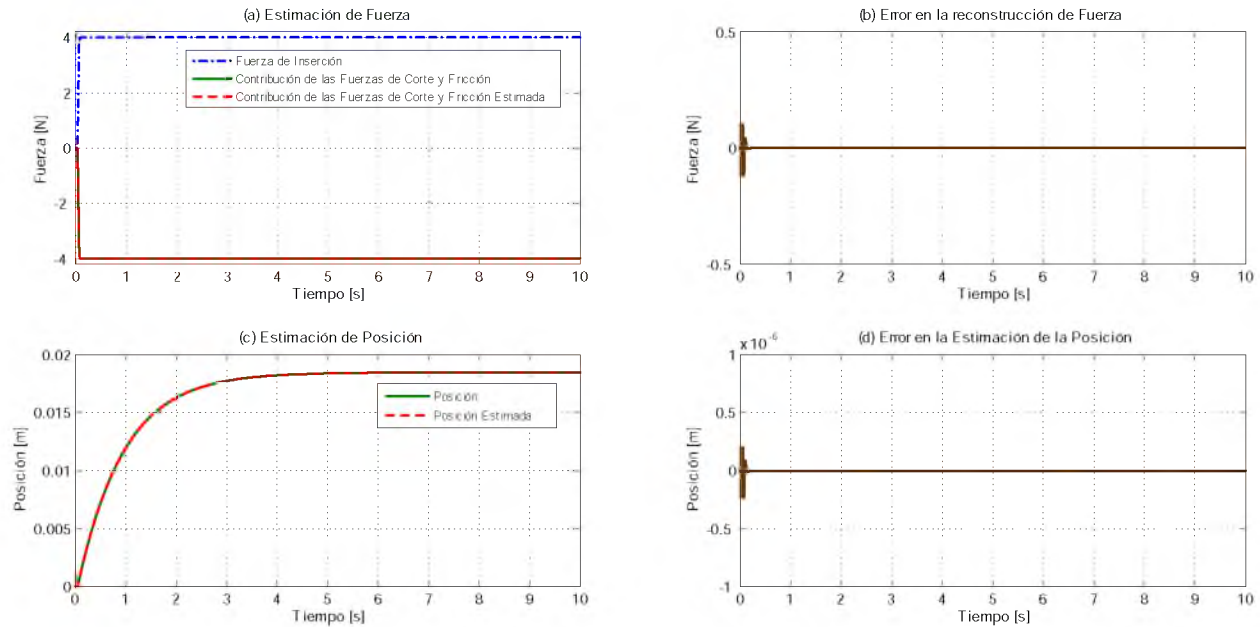


Figura 4.19: Modelo Fukushima: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada Constante.

La Figura 4.20 muestra los resultados obtenidos con un Observador de sexto orden, aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ tipo Rampa, con una pendiente de $0.45t$ [N]. En la Figura 4.20(a) se puede observar que tanto la contribución de fuerzas dada por el modelo como la fuerza estimada, son semejantes. Sin embargo, existe una mínima diferencia entre ellas, que no se puede apreciar a simple vista (ver 4.20(b)). El error de estimación inicialmente tiene oscilaciones en un intervalo de ± 805 [μN] y un tiempo de asentamiento de 100 [ms]. La trayectoria del desplazamiento real de la punta de la aguja y su desplazamiento estimado, se muestran en la Figura 4.20(c); y aunque son semejantes, la gráfica del error de estimación de la posición de la aguja mostrada en la Figura 4.20(d), tiene inicialmente oscilaciones de aproximadamente ± 1.58 [nm] y un tiempo de asentamiento de 100 [ms].

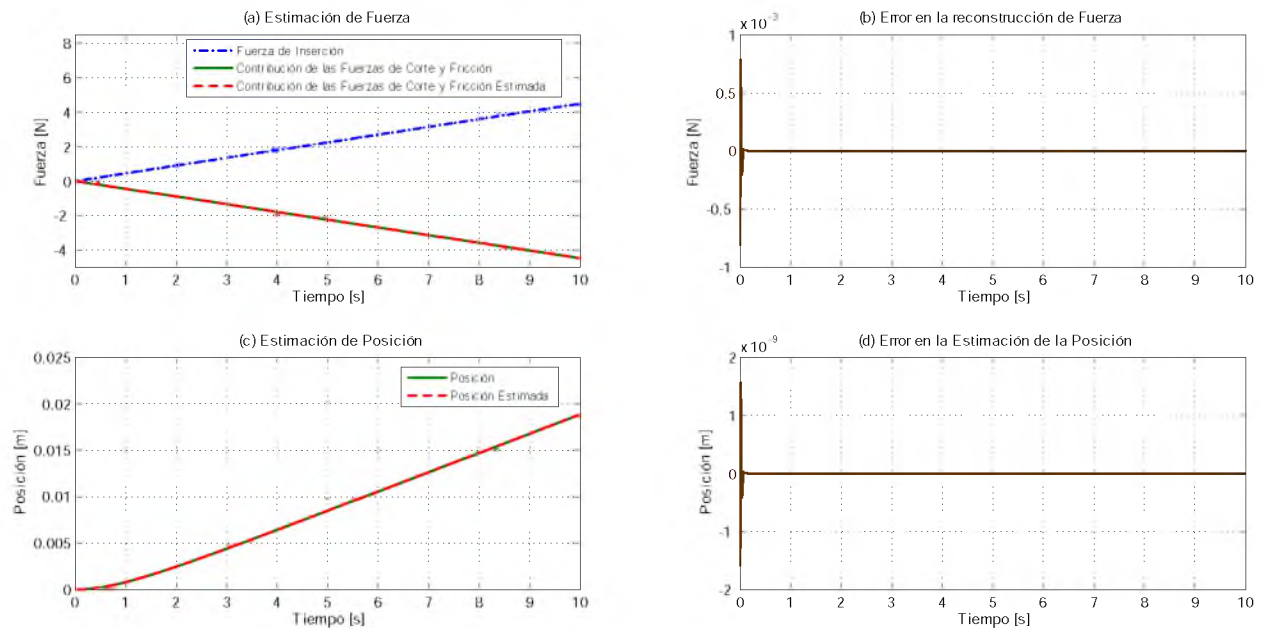


Figura 4.20: Modelo Fukushima: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo Rampa.

La Figura 4.21(a), muestra las fuerzas involucradas en la *Fase 2* y la estimación obtenida empleando el Observador de sexto orden, aplicando una fuerza de inserción $f_{inserción}$ de perfil polinomial de Bézier dado por la ec.(3.25)¹⁴. El error en la reconstrucción de fuerza se muestra en la gráfica de la Figura 4.21(b), y presenta oscilaciones de $\pm 7.86 [nN]$. Tanto la trayectoria actual de la punta de la aguja como la estimada, son semejantes (*ver* Figura 4.21(c)). Sin embargo, existe una diferencia entre ambas. En la gráfica de la Figura 4.21(d) se observan oscilaciones, que de acuerdo con la resultados de la simulación, tienen un valor de amplitud de $\pm 1.35 [fm]$.

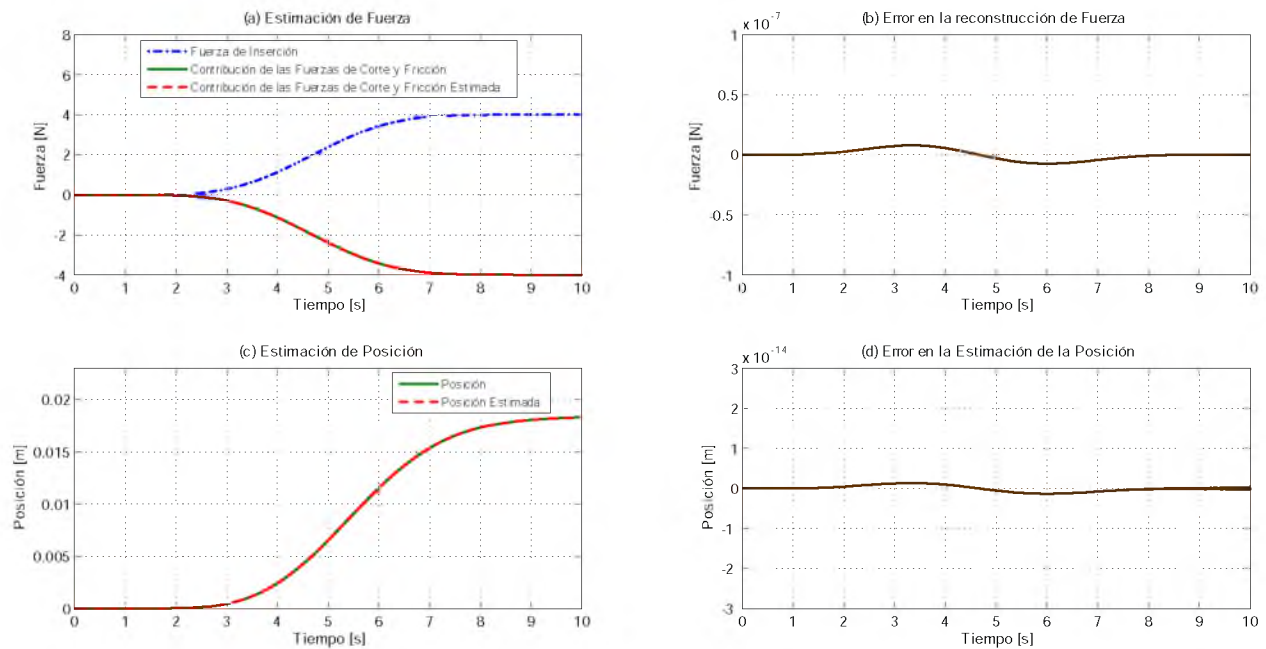


Figura 4.21: Modelo Fukushima: Estimación del Observador de Sexto Orden ante una fuerza de entrada tipo polinomio de Bézier.

Al emplear una fuerza de entrada constante en la evaluación del desempeño tanto del Observador de cuarto orden como el de sexto, se encontró que el error de estimación de fuerza y posición se redujo en un 8% y 39%, respectivamente, con el uso del Observador de cuarto orden. Sin embargo, el tiempo de asentamiento del error en este caso, superó en un 6% al del Observador de sexto orden. Debido a la rapidez de la convergencia de la estimación, se decidió por el de sexto orden.

Para el caso de que la fuerza de inserción sea del tipo Rampa, el uso del Observador de Perturbación de sexto orden es más viable de emplear que el de orden menor, ya que los tiempos de asentamiento del error se reducen en un 50%.

¹⁴Con $f_{inicial} = 0$, $f_{final} = 4 [N]$, $t_o = 0$ y $t_f = 10 [s]$.

Finalmente, al comparar a ambos Observadores ante una fuerza de inserción con perfil polinomial de Bézier, nuevamente el desempeño del Observador de mayor orden resultó mejor, ya que sus errores de estimación de fuerza y posición se redujeron en un 4% y 46% con respecto a los errores generados con el otro Observador.

Identificación de parámetros

De acuerdo al desempeño satisfactorio del Observador de perturbación de sexto orden, se han empleado los resultados de sus señales estimadas para identificar los coeficientes de corte s y fricción $\mu Pd\pi$, mediante las fórmulas (ec.(4.25)) obtenidas por el método Algebraico desarrollado en la Sección 4.4.

En la Figura 4.22, se muestran los resultados de la identificación algebraica al emplear una fuerza de Inserción Constante. La Figura 4.23 muestra los resultados de la identificación al emplear una fuerza de inserción tipo Rampa. Finalmente, la Figura 4.24 muestra la identificación de los coeficientes cuando se emplea una fuerza de inserción con perfil polinomial de Bézier. En todas las pruebas de simulación realizadas, se observa que la identificación de los coeficientes de corte y fricción, es satisfactoria.

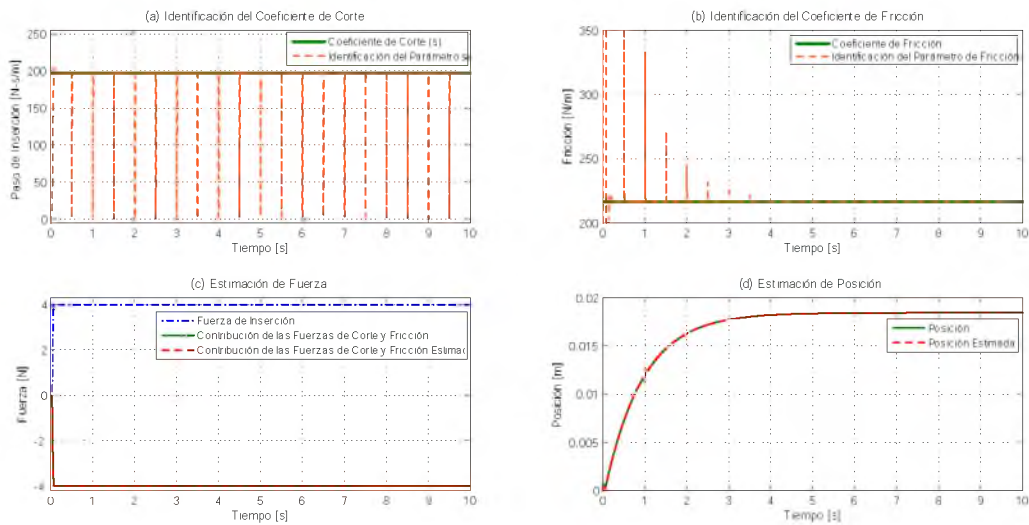


Figura 4.22: Modelo Fukushima: Identificación de Parámetros ante una fuerza de inserción Constante.

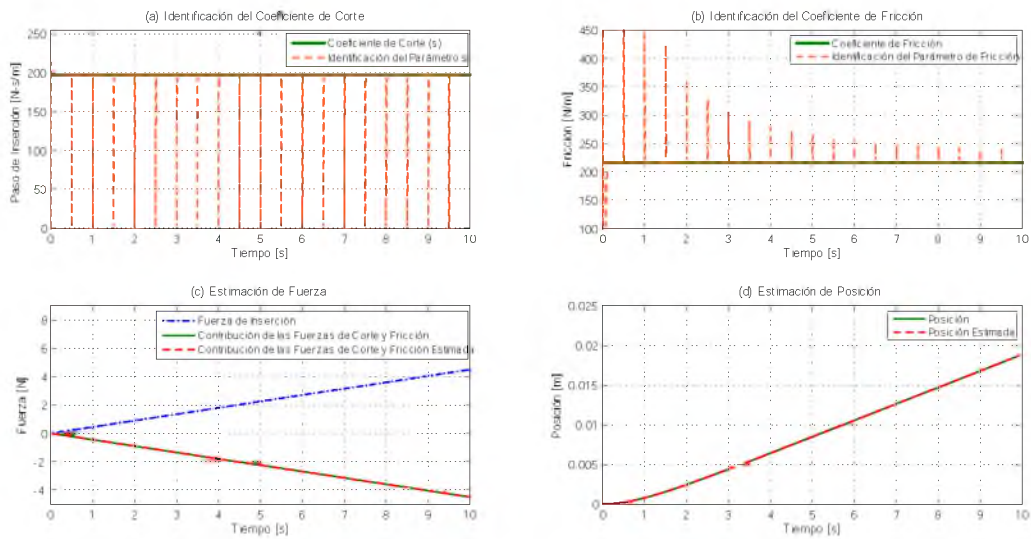


Figura 4.23: Modelo Fukushima: Identificación de Parámetros ante una fuerza de inserción tipo Rampa.

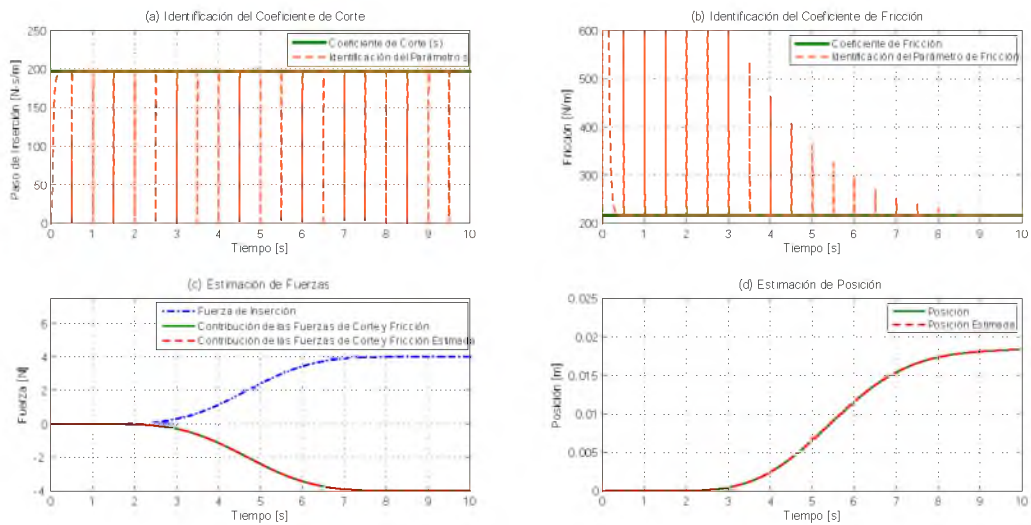


Figura 4.24: Modelo Fukushima: Identificación de Parámetros ante una fuerza de inserción con perfil Polinomial de Bézier.

4.7. Síntesis de resultados

Las ganancias utilizadas en cada observador de cada modelo, fueron ajustadas heurísticamente con la finalidad de obtener una mejor precisión en la estimación. Se ha observado que cuando se aumenta el orden del observador de perturbación, las ganancias que se requieren para un desempeño satisfactorio, son menores que las ganancias que se necesitan al emplear un observador de orden menor.

En todas las pruebas, el error de estimación permanece en un rango permisible, ya que el error máximo obtenido para la estimación en la reconstrucción de fuerza, fue de 118 [mN]. En el caso de las prácticas percutáneas, un error de esa magnitud no se considera significativo. Por otro lado, el error máximo en la estimación de posición obtenido con este algoritmo, fue de 357 [nm]. En este caso, si nos enfocamos en la práctica médica más común, por ejemplo biopsias hepáticas, y considerando que las células del hígado miden aproximadamente 20 [μm], concluimos que un error de posicionamiento dentro de ese rango es despreciable. En base a lo anterior podemos afirmar que el uso de este algoritmo de estimación resultará preciso para el diagnóstico y prácticas percutáneas.

La selección del observador se ha realizado considerando algunas características de las gráficas del error de estimación, como el tiempo de asentamiento y el comportamiento de las oscilaciones. En algunos casos se ha observado que cuando la fuerza a estimar o la posición tiende a valores constantes, el Observador de mayor orden empieza a tener dificultades en la estimación, generando así un incremento en el rango del error.

Capítulo 5

Diseño conceptual del Sistema de Inserción

5.1. Introducción

En este Capítulo se presenta una propuesta del concepto de diseño del mecanismo para realizar pruebas de inserción de aguja. Para generar esta propuesta de diseño, se tomaron en cuenta los prototipos que se usaron para realizar las pruebas experimentales en los trabajos relacionados con el fenómeno de *interacción aguja-tejido blando* ([52], [44], [35], [50], [19], [71], [25]); así como las características y dimensiones de los elementos mecánicos, sensores y actuador, para su fabricación, ensamble e instrumentación en un siguiente proyecto.

5.1.1. Revisión de prototipos de inserción

Algunos trabajos experimentales fueron realizados con ayuda de dispositivos verticales que se describen a continuación.

Okamura *et al.*, en [52], emplearon una configuración de un grado de libertad (1 GDL) para guiar una aguja quirúrgica de punta *biselada*, de 1.27 [mm] de diámetro y 15.24 [cm] de longitud. Utilizaron una célula de carga EntrantTM de 1-eje con una capacidad de 10 [N], para medir las fuerzas en la dirección del movimiento. El programa de control lo ejecutaron a través de un equipo Windows NT Pentium II de 450 MHz con una interfaz gráfica para el usuario. Registraron el tiempo, la posición de la aguja y la fuerza a una frecuencia de 500 [Hz]. Recolectaron los datos de imagen en una máquina clínica Toshiba Multi-Slice Aquilion 0.5 CT FluoroTM. La configuración descrita anteriormente se puede observar en la Figura 5.1(a).

Mahvash y Dupont en [44], realizaron las inserciones de aguja con un actuador lineal equipado (Figura 5.1(b)) con una célula de carga de tensión/compresión Sensotec modelo 31, 22 [N]. Controlaron el actuador considerando un perfil de velocidad trapezoidal con aceleración máxima de 10 [$\frac{m}{s^2}$]; con lo que consiguieron que la aguja tuviera una velocidad constante desde que hizo contacto con el tejido hasta el momento de la ruptura.

Khalahi *et al.*, en [35], emplearon el mecanismo mostrado en la Figura 5.1(c). Esa confi-

guración contó con un motor lineal de varias velocidades, que permitió la inserción de una aguja vibratoria en un tejido blando. Fabricaron un soporte para las muestras de tejido con paredes laterales extraíbles, para facilitar el proceso de inserción. Además fijaron el soporte a un sensor de fuerza/par Nano43 6-DOF (ATI Industrial Automation), con el que fue posible rastrear las fuerzas de interacción. Para la fuente de vibración alinearon sobre un disco de acero inoxidable dos actuadores piezoeléctricos (APA60SM, Cedrat Technologies). Para unir la aguja de Braquiterapia (de acero inoxidable de 18 GA, Cook Medical) con los actuadores de conducción, emplearon una micro barra de aluminio 7075-T6. Montaron la unidad motriz en la parte superior de una etapa lineal motorizada T-LSR300B (Zaber Technologies). Utilizaron un generador de función arbitraria AFG 3022B de doble canal (Tektronix), para producir señales sinusoidales (la amplitud y frecuencia fueron controladas por el operador mediante un ordenador). Las señales generadas fueron amplificadas con un amplificador analógico de alta potencia LE 150/200-2 de doble canal (Piezomechanik Dr. Lutz Pickelmann GmbH), y alimentaron a los dos actuadores piezoeléctricos para accionar la aguja y sus accesorios, a la amplitud y frecuencia deseada.

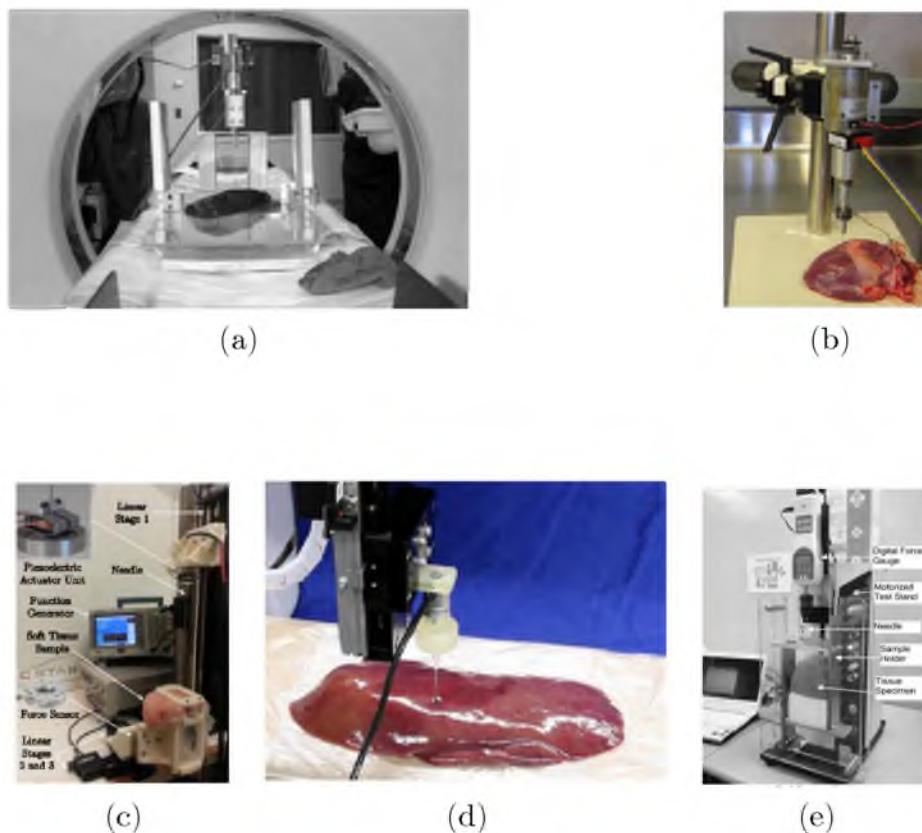


Figura 5.1: Configuraciones Experimentales de Avance Vertical.

Elgezua *et al.*, en [21], colocaron un hígado porcino en una placa metálica, y realizaron las punciones de manera vertical con el robot cartesiano que se muestra en la Figura 5.1(d).

Registraron la fuerza a 1 [KHz], mediante un un sensor nano BL Autotech.

K.W. Ng *et al.*, en [50], realizaron sus pruebas experimentales mediante un dispositivo vertical motorizado (Digitech, modelo AFS-1000), al cual le adaptaron una aguja *biselada* calibre 18 de 15 [cm] de longitud y con un diámetro de 1.12 [mm], acoplado a un medidor de fuerza digital (Digitech, modelo DTG-2 con una capacidad de 20 [N]). Tomaron las lecturas por cada 0.1 [mm] de profundidad con el mecanismo mostrado en la Figura 5.1(e).

Existen otros sistemas similares pero de desplazamiento horizontal, que se describen a continuación.

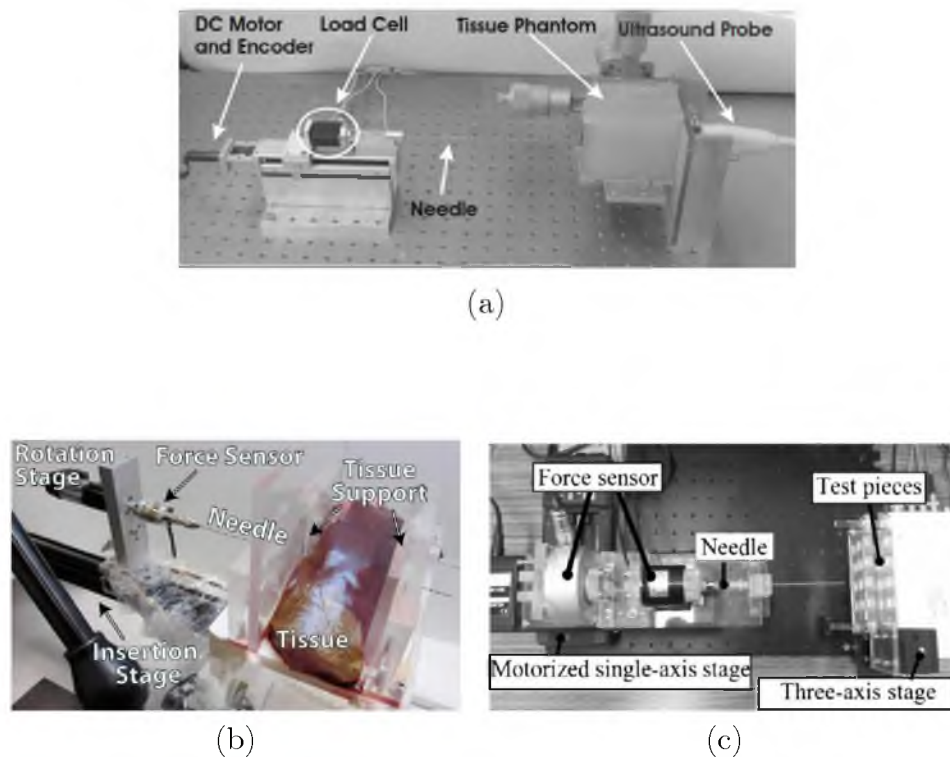


Figura 5.2: Configuraciones Experimentales de Avance Horizontal.

Dehghan *et al.*, en [19], emplearon (*ver* Figura 5.2(a)) un aparato que consiste en un dispositivo que permite la inserción de aguja de manera controlada, y una máquina de ultrasonidos para monitorear el desplazamiento del tejido. Montaron una aguja de Braquiterapia, de calibre 18 (Bard, NJ, EE.UU.) en el vástago de translación, impulsándola con un motor eléctrico de corriente directa de la marca Maxonmotor con un codificador óptico incremental. Para controlar la velocidad de la aguja y guardar los datos obtenidos de su posición, emplearon un ordenador, con una fuerza de retroalimentación de 20 [Hz]. Para controlar la velocidad del motor eléctrico emplearon un controlador proporcional. La medición de las fuerzas de inserción y retracción a los que está sometida la aguja, la realizaron con una celda de carga (MBD-2.5 Transducer Techniques, CA, EUA).

Wedlick y Okamura en [71], usaron un sistema (*ver* Figura 5.2(b)) que consistía en un soporte de aguja conectado a un sensor de fuerza de 6 grados de libertad (Nano 17 de ATI, Inc.), montada a una etapa de rotación; y que a su vez está anclada a un mecanismo que permite realizar un movimiento lineal. Los controladores del mecanismo los ejecutaron a 500 [Hz], y las fuerzas y momentos de torsión los registraron a 20 [KHz]; mientras que las posiciones lineales y rotacionales a 1 [KHz].

Fukushima y Naemura en [25], emplearon una aguja coaxial para medir las fuerzas durante la inserción, la cual consistía en una aguja interior calibre 19G (cánula Safelet GA, Nipro Co., Japón) y una cánula externa calibre 16G (que diseñaron para realizar el experimento). La fuerza que actúa sobre la punta de la aguja interior la midieron con una celda de carga TL3B09-50 N (Tec Gihan Co. Ltd., Japón). Mientras que las mediciones de la fuerza total de inserción, las realizaron con otra celda de carga (LMC-21023, Nissho Electric Works Co. Ltd., Japón), cuya capacidad nominal fue de 50 [N] y 100 [N], respectivamente. Fijaron la aguja coaxial, anteriormente descrita, en la estación motorizada de un eje (SGSP 26-100, Sigma Koki Co. Ltd., Japón) y la insertaron en la probeta muestra a una velocidad constante de 3 $\left[\frac{mm}{s}\right]$. La configuración se puede observar en la Figura 5.2(c).

5.1.2. Subsistemas que conforman al sistema de inserción

La finalidad de la elaboración del concepto de diseño del mecanismo, es sentar las bases para un siguiente proyecto que se enfoque a la fabricación de un prototipo preciso y de bajo costo, que permita validar de manera experimental los resultados de simulación obtenidos en este proyecto. El concepto de diseño está inspirado en el prototipo empleado por Fukushima y Naemura en [25]. A continuación se describen los subsistemas que conforman al prototipo propuesto.

5.1.2.1. Subsistema Mecánico

Este subsistema integra los componentes mecánicos (tornillos, tuercas, poleas, rodamientos, etc.), estructuras y mecanismos necesarios para dar soporte y estabilidad; además de generar los movimientos inherentes al trabajo realizado por el sistema completo.

5.1.2.2. Subsistema Electrónico

En este subsistema se considera al servomotor y servoamplificador, que generará el desplazamiento y velocidad requeridos para realizar los experimentos, además de los sensores que nos ayudarán captar la información de la fuerza utilizada durante la inserción.

5.1.3. Puntos críticos en el desarrollo del concepto de diseño

5.1.3.1. Subsistema Mecánico

Estructura

- Selección del material que nos proporcione estabilidad para la mesa lineal.
- Dimensiones adecuadas.
- Selección de guías de movimiento.

Transmisión

- Seleccionar el mecanismo de transmisión de movimiento.
- Determinación de las dimensiones mínimas necesarias para los elementos de transmisión.
- Selección de elementos estándar de acuerdo a catálogos comerciales.

Base para Sensores

- Selección del efector final (tipo de aguja)
- Selección del material ligero para la base de los sensores.

5.1.3.2. Subsistema Electrónico

- Selección correcta de sensores altamente sensibles y de rápida respuesta.
- Selección del servomotor.
- Selección de servoamplificador.
- Fuente de alimentación.

5.1.4. Especificaciones del Sistema

El objetivo principal del concepto de diseño es que el prototipo sea de *bajo costo*, con materiales y elementos disponibles comercialmente. Debe ser un dispositivo *funcional*, es decir, que cumpla con el propósito de mantener una fuerza y velocidad de avance específicas. Finalmente el sistema debe ser robusto, pues se necesita que resista a los esfuerzos y vibraciones a las que estará expuesto. El sistema es de 1 GDL, y tiene como función específica guiar de forma lineal una aguja quirúrgica, manteniendo una velocidad deseada desde que la aguja se encuentre en contacto con el tejido blando hasta el momento de la ruptura (punción). La muestra se fijará a un soporte para inmovilizarla, facilitando la inserción sin que se produzcan errores en el experimento. Los sensores tienen la función de registrar las fuerzas de interacción del fenómeno.

5.2. Diseño Conceptual

Esta etapa del proceso de diseño tiene por objeto trasladar el modelo funcional del producto a una solución de diseño en el espacio conceptual de los dominios físico, químico, geométrico, etc., descontextualizado de su mapeo tecnológico [3]. Para ello se deben seguir los siguientes pasos:

- Clasificación y formulación del problema de diseño.
- Búsqueda de soluciones internas y externas.
- Exploración del espacio de soluciones, mediante técnicas creativas y selección de las soluciones conceptuales que satisfacen las especificaciones.

5.2.1. Generación de Alternativas

Para realizar este análisis se usó el método del diagrama morfológico [17], el cual permite generar varias soluciones e identificar y seleccionar las combinaciones más novedosas de los elementos o componentes. En la Figura 5.3 se muestra únicamente las soluciones que fueron consideradas como las más apropiadas para el sistema de 1 GDL. Como resultado del análisis, se propone el boceto del prototipo, que se muestra en la Figura 5.4.

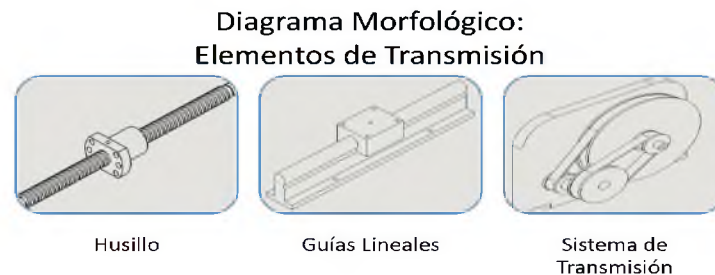


Figura 5.3: Diagrama morfológico para el prototipo deseado.

Se realizó una cuidadosa selección de elementos que conformarán el sistema de inserción, para lograr inserciones controladas y precisas. Sin embargo, ésta idea básica servirá como referencia para un siguiente proyecto, que incluirá el análisis de ingeniería (esfuerzos, vibraciones, etc.) y con ello proponer alguna alternativa que mejore la calidad y el rendimiento de la configuración propuesta.

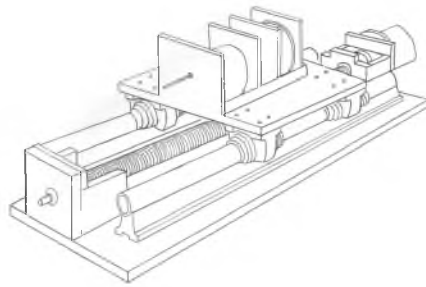


Figura 5.4: Boceto del sistema de inserción.

5.2.2. Prototipo Virtual

En la Figura 5.5 se muestra una apariencia real del concepto de diseño del prototipo. Se muestra de forma tridimensional las características de la estructura, materiales y tipo de uniones que serán utilizados para su futura construcción.

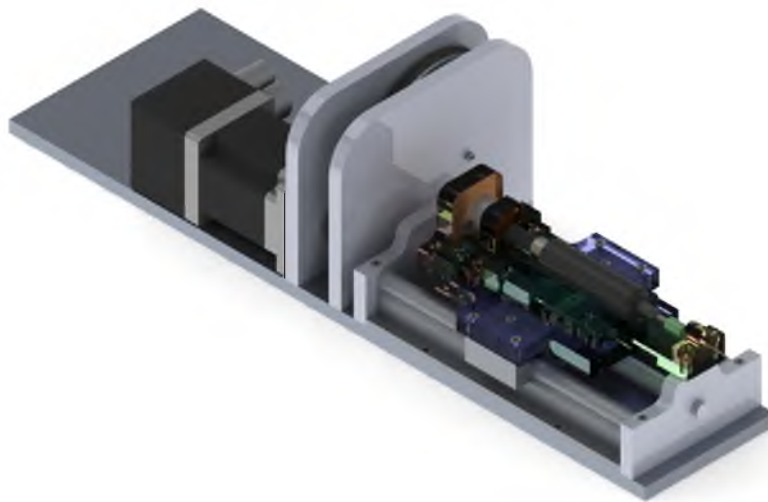


Figura 5.5: Sistema de inserción.

Para que el sistema pueda desplazarse linealmente se propuso un tornillo de potencia (husillo de bolas), y para evitar vibraciones que pudieran afectar el desarrollo de los experimentos, se recomienda la instalación de dos guías lineales. En la Figura 5.6 se muestra la vista explosionada del prototipo virtual, donde se puede ver a detalle las piezas que lo conforman.

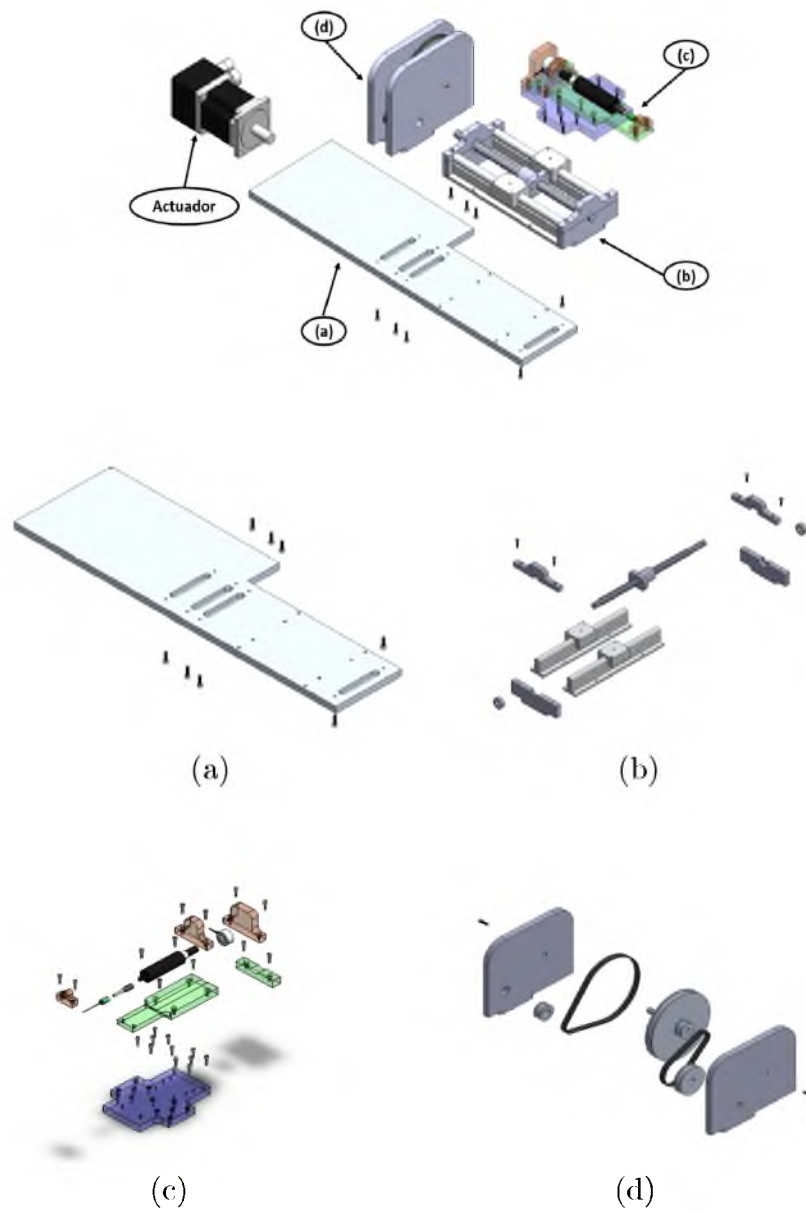


Figura 5.6: Vista explosionada del Sistema completo: (a) Base. (b) Mesa Lineal. (c) Sistema de Transmisión (d) Base de acrílico para Sensores.

5.2.3. Componentes del Sistema

En ésta sección se describe de manera breve cada una de las partes que componen el sistema de inserción. Así como la justificación de las dimensiones y el material con el que se recomienda su fabricación. Los dibujos de taller se pueden ver en el Apéndice B.

5.2.3.1. Mesa Lineal

Para la fabricación de las piezas se propone el Aluminio 6061-T6 (AISI/ASTM) de $\frac{3}{4}$ " de espesor, ya que es una aleación dúctil y ligera, con gran resistencia y excelentes características de acabado. Presenta una gran facilidad de maquinado y excelente resistencia a la corrosión. La base (ver Figura 5.7(a)) cuenta con las dimensiones adecuadas para el ensamble del resto de las piezas que componen al sistema. Es el elemento que le dará soporte y estabilidad al mecanismo. Para facilitar el ensamble de los rodamientos y el husillo se propone el maquinado de unas chumaceras bipartidas. En la Figura 5.7(b) podemos observar la chumacera inferior que se unirá directamente a la base, y en la Figura 5.7(c) la chumacera superior en donde estará alojado el rodamiento.

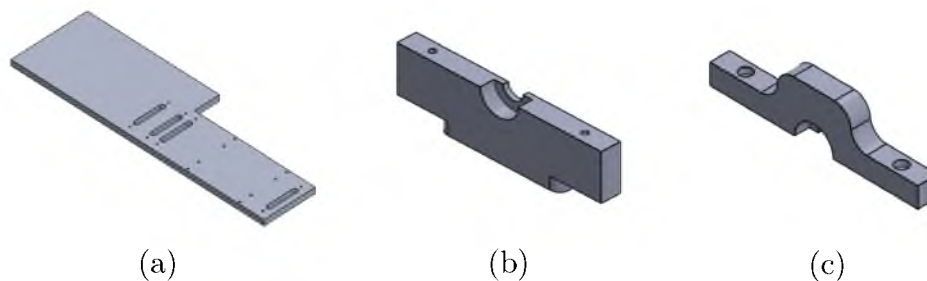


Figura 5.7: (a) Base del mecanismo. (b) Chumacera bipartida (inferior). (c) Chumacera bipartida (superior).

5.2.3.2. Sistema de Transmisión

El sistema de transmisión conduce el giro del motor eléctrico hacia el husillo, y con ello generar el desplazamiento lineal del mecanismo. Fue diseñado para reducir la velocidad nominal del motor eléctrico a $5 \left[\frac{mm}{s} \right]$. Se sugiere que las piezas sean fabricadas en aluminio, y la configuración se muestra en la Figura 5.8.

5.2.3.3. Base para Sensores

Las piezas que a continuación se describen fueron diseñadas para su fabricación en acrílico, pues este material presenta propiedades como resistencia al impacto y la intemperie. Es más ligero, pero su dureza es comparable con la del aluminio, además de que tiene gran facilidad de maquinado.

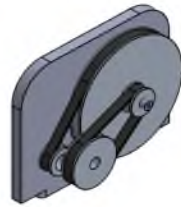


Figura 5.8: Sistema de transmisión por banda síncrona.

En la Figura 5.9(a), se muestra la base de acrílico que irá ensamblada a las guías lineales y al husillo. El elemento de la Figura 5.9(b), se diseñó con la finalidad de reducir el riesgo de flexión de la aguja. Para evitar la movilidad del sensor que medirá la fuerza total de inserción, se diseñó el soporte de la Figura 5.9(c). Mientras que para el sensor que medirá la fuerza de la punta de la aguja, se diseñó el soporte mostrado en la Figura 5.9(d).

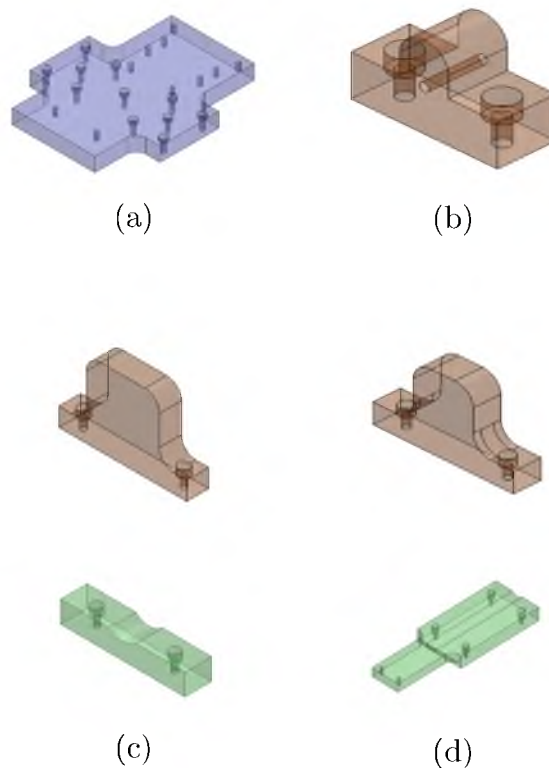


Figura 5.9: (a) Base-soporte para sensores. (b) Soporte para la aguja quirúrgica. (c) Base y soporte para el sensor 1. (d) Base y soporte para el sensor 2.

5.2.3.4. Aguja

La aguja representa el efector final del mecanismo, y su selección quedará a consideración del usuario, pues dependerá del tipo del espécimen con el que se realizará la inserción y los efectos que se deseen analizar.

5.2.4. Elementos mecánicos comerciales

5.2.4.1. Husillo de bolas (tornillo embalado)

Este elemento es el encargado de producir el movimiento lineal, y las dimensiones del mecanismo se ajustaron para la instalación de un Husillo THK de 12 [mm] de diámetro.

5.2.4.2. Guías Lineales

Las guías lineales que serán montadas en el mecanismo, servirán para posicionar la aguja de manera precisa. Además cumple la función de soportar las fuerzas externas y evitar el balanceo del sistema. El diseño se basó en las dimensiones de las guías THK y no se realizaron análisis previos de cargas, flexión, etc. La Figura 5.10 muestra el husillo de bolas con tuerca y las guías lineales consideradas en el diseño.



Figura 5.10: Husillo de bolas y guías lineales.

5.2.4.3. Rodamientos

Este elemento permitirá un giro relativo, y a su vez una mayor velocidad de la polea. Además son de bajo costo y requieren poco mantenimiento. Se emplearán dos rodamientos SKF de 10 [mm] de diámetro.

5.2.4.4. Tornillos

Se propone que el mecanismo sea ensamblado por medio de uniones roscadas debido a su practicidad y porque no se requiere que los elementos sean fijados de manera permanente. Se estandarizó que las uniones se realizarán con tornillos M3 por su costo y disposición accesible.

5.2.5. Actuador y Sensores

5.2.5.1. Motor eléctrico

Un actuador es un dispositivo inherentemente mecánico cuya función es proporcionar fuerza para mover otro dispositivo mecánico. La fuerza que provoca el actuador proviene de tres fuentes posibles: presión neumática, presión hidráulica y fuerza motriz eléctrica. Dependiendo del origen de la fuerza del actuador se denomina neumático, hidráulico o eléctrico respectivamente. Para éste sistema en particular, sólo se empleará un actuador y será del tipo eléctrico de corriente directa (CD). Será acoplado al sistema de transmisión, el cual permitirá reducir su velocidad, y a su vez, este sistema irá acoplado a un husillo que finalmente se encargará del desplazamiento del mecanismo de inserción. Se eligió como actuador a un servomotor CD (incluye un codificador óptico incremental) de la marca ElectroCraft modelo RPP23M, puesto que se trata de un sistema relativamente ligero y no necesita de un par elevado. De igual manera se consideró que éste tipo de actuador no aumente el peso del sistema.



Figura 5.11: Actuador: Servomotor CD ElectroCraft RPP23M.

En la Tabla 5.1 se muestran las características mecánicas y eléctricas del servomotor elegido.

Datos Característicos	
Voltaje (Vdc)	48
Voltaje Constante (V/kRPM)	12.4
Torque Constante (oz-in/A, Ncm/A)	16.7, 11.8
Par Nominal (oz-in, Ncm)	80, 56
Velocidad Nominal (RPM)	3000
Corriente Constante Máxima (A)	5.6
Corriente Pico (A)	3.2
Más Especificaciones	
Constante de Par de Torsión (oz-in, Ncm)	98, 69
Torsión Pico (oz-in, Ncm)	300, 211
Inercia (oz-in-sec ² , g-cm ²)	0.0015, 106
Peso del Motor (oz, kg)	41, 1.2
Polos	8

Tabla 5.1: Características mecánicas y eléctricas del actuador.

5.2.5.2. Sensores

Un sensor es un dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, y transformarlas en variables eléctricas. Para el sistema de inserción se requieren dos sensores que permitan registrar las fuerzas que interactúan en la punción.

Sensado de la Fuerza de Inserción Total. Para obtener la información de la fuerza total de inserción, se utilizará la celda de carga LMC-21023, cuyas características se muestran en la Tabla 5.2.



Figura 5.12: Celda de carga, Modelo LMC-21023, 100N.

Rendimiento	
Capacidad Nominal (kN)	5
No Linealidad	$\pm 5\%$
Histéresis	$\pm 5\%$
Repetibilidad	5%
Potencia Nominal	1.5 mV/V, (3000 $\mu\text{m}/\text{m}$)
Características Ambientales	
Rango de Temperatura Seguro ($^{\circ}\text{C}$)	-10 a 80
Rango de Temperatura Compensado ($^{\circ}\text{C}$)	0 a 70
Efecto de la Temperatura en el Equilibrio Cero ($\%/^{\circ}\text{C}$)	± 0.05
Efecto de la Temperatura en la Salida ($\%/^{\circ}\text{C}$)	± 0.05
Características Eléctricas	
Voltaje de Excitación Segura (VAC o DC)	7
Voltaje de Excitación Recomendado (VAC o DC)	1 – 6
Resistencia de Entrada (Ω)	$350 \pm 2\%$
Resistencia de Salida (Ω)	$350 \pm 2\%$
Propiedades Mecánicas	
Sobrecarga Segura (%)	150
Frecuencia Natural (kHz)	32
Peso (g)	5
Materiales	Acero Inoxidable
Grado de Protección	IP64 (IE60529)
Directiva RoHS	EN50581

Tabla 5.2: Características del sensor LMC-21023, 100N

Sensado de la Fuerza en la Punta de la Aguja. Para registrar la fuerza ejercida sobre la punta de la aguja, se sugiere emplear la celda de carga PN-50N. Sus características se muestran en la Tabla 5.3.



Figura 5.13: Celda de carga, Pen Type Load Cell PN.

Especificaciones	
Capacidad	50 N
Potencia Nominal	1 mV/V \pm 10 %
No Linealidad	0.3 %
Histéresis	0.3 %
Voltaje Recomendado	5 V DC o AC
Sobrecarga Segura	150 %
Ambiente de Trabajo	0 – 50°C
Influencia de la Temperatura en el Punto Cero	0.05 %/°C
Influencia de la Temperatura en la Salida	0.05 %/°C
Peso	50 g
Cable	2 m
Tornillo de Montaje	M6P1.0

Tabla 5.3: Características del sensor PN-50N.

Capítulo 6

Conclusiones y Perspectivas

6.1. Conclusiones generales

De acuerdo con Barbé *et al.*, en [7], durante el proceso de inserción de una aguja en tejido blando se pueden diferenciar cuatro fases. La *Fase inicial* es cuando la aguja permanece inmóvil y no tiene contacto con el tejido. Cuando se ejerce una fuerza de empuje sobre la aguja, se produce una deformación en el tejido, y se le conoce como *Fase 1*; donde la deformación depende de las propiedades viscoelásticas del material. Al momento en que ocurre la ruptura y la aguja penetra el tejido, se le denomina *Fase 2*; debido al contacto se produce una fuerza de corte, y como la aguja está inmersa en el tejido se genera una fuerza de fricción en su superficie cilíndrica. Finalmente, la *Fase 3* es cuando se extrae la aguja, produciendo una deformación en dirección a su salida y donde sólo está presente la fuerza de fricción.

En éste trabajo nos hemos enfocado al estudio de la *Fase 1* y *2* del fenómeno de interacción. Se analizaron los modelos de Okamura, Kelvin-Voigt y Hunt-Crossley, que describen a la fuerza de rigidez presente en la *fase viscoelástica*; así como el modelo de Fukushima, que describe la contribución de las fuerzas de corte y fricción durante la *Fase 2*. Para analizar los modelos dinámicos antes mencionados, se realizaron algunas simulaciones numéricas, considerando los valores de los parámetros obtenidos de manera experimental en [52], [7] y [25]; y usando diferentes perfiles de fuerza de inserción (constante, rampa, sinusoidal y polinomio de Bézier).

La curva de la rigidez descrita por el modelo de Okamura, presentó un comportamiento muy similar al variar la fuerza de empuje y la muestra. Sin embargo, los parámetros correspondientes al *Hígado 2* son los más aproximados al modelo, pues según la descripción del *Hígado 1*, la fuerza de rigidez supera a la de inserción. Además el modelo sólo es válido para desplazamientos menores a 16.6 [mm], ya que al superar este rango ocurre la perforación del tejido, y la dinámica del sistema cambia. El modelo K-V es un modelo lineal, por lo que al aplicarle los diferentes perfiles de fuerza, produjo una fuerza de reacción simétrica a la fuerza de inserción. Sin embargo, de acuerdo con la literatura, este modelo no es viable para describir grandes desplazamientos, por lo que se considera que el modelo que mejor describe estos desplazamientos es el modelo H-C. En la simulación del modelo H-C se observaron gráficas

de fuerza de rigidez y desplazamiento no homogéneas, debido a que los parámetros que lo integran están en función del desplazamiento de la aguja, por lo que fue posible apreciar los movimientos de restitución del tejido. El modelo está restringido a valores de desplazamiento menores a 18 [mm].

El modelo de Fukushima aproxima la contribución de las fuerzas involucradas en la *Fase 2* del proceso de inserción. En la simulación se observó que la fuerza de corte aumenta rápidamente durante el contacto con el tejido, y una vez que ocurre la ruptura decae; mientras que la fuerza de fricción se incrementa paulatinamente conforme aumenta la superficie de la aguja inmersa en el material.

Con la finalidad de omitir el uso de sensores en los sistemas empleados para las prácticas percutáneas, y el desarrollo de simuladores más realistas, se propuso estimar las fuerzas que interactúan en éste proceso aplicando el Observador GPI, así como el Método Algebraico para separar la contribución de los coeficientes que integran cada una de las fuerzas. Se diseñó un Observador de perturbación de cuarto y sexto orden para cada modelo, cuyas ganancias fueron seleccionadas de tal forma que se lograra una estimación con mayor precisión. Se observó que al aumentar el orden del Observador, se disminuye el valor de las ganancias necesarias para obtener una estimación precisa.

Se empleó el Observador de cuarto orden diseñado con valores de ganancias de: $\zeta = 0.9$, $\omega = 60$, $p = 60$, para estimar la fuerza de rigidez y la posición de la punta de la aguja descritos por el modelo de Okamura (ec. (3.18)), ante una fuerza de entrada constante. El error en la reconstrucción de la fuerza de rigidez es menor a ± 2.97 [μN], mientras que el error en la estimación de posición es de ± 150 [fm] (ver Figura 4.4). Al aplicar una fuerza de inserción sinusoidal (ver Figura 4.6), el rango de errores obtenidos fueron de ± 16.76 [nN] y ± 856 [am], para la rigidez y el desplazamiento, respectivamente. También se utilizó un Observador de sexto orden diseñado con valores de ganancias de: $\zeta = 0.9$, $\omega = 30$, $p = 30$; y en el caso de aplicar una fuerza de inserción tipo Rampa, el error en la reconstrucción de la fuerza fue de ± 25 [nN] y el de posición de ± 3 [pm], como se muestra en la Figura 4.5. La Figura 4.7 corresponde al resultado de aplicar una fuerza de inserción con un perfil polinomial de Bézier; que comparado con el observador de cuarto orden, el error de estimación de la fuerza de rigidez disminuyó en un 76.7%, y el error de posición fue 47.7% menor. El error máximo de posición obtenido con estos esquemas de estimación fue de ± 3 [pm], y si consideramos que una célula hepática mide aproximadamente 20 [μm], podemos concluir que el desempeño del Observador de cuarto y sexto orden son aceptables.

La estimación de fuerza para el modelo reológico de Kelvin-Voigt descrito por la ec.(3.19), mediante el uso del Observador de sexto orden, se logró mejorar el desempeño de estimación empleando ganancias menores a las del Observador de cuarto orden ($\zeta = 2$, $\omega = 120$, $p = 120$). La respuesta al aplicar una fuerza de inserción constante se muestra en la Figura 4.8, con una disminución del error en un 30% en la estimación de la fuerza, y una reducción del 56.3% en la estimación de posición. Si se emplea una fuerza de entrada tipo Rampa como la que se muestra en la Figura 4.9, entonces el error se reduce un 55.5% y 71.8% en la estimación de fuerza y posición, respectivamente. Para el caso de una fuerza de inserción Sinusoidal (ver Figura 4.10), el error en la estimación de fuerza se minimiza en un 76%,

mientras que el error de estimación de posición disminuye 84.8%. Finalmente, la Figura 4.11 muestra que el error en la reconstrucción de fuerza y el error en la estimación del desplazamiento se minimizaron en un 99%. De acuerdo con los resultados experimentales de Barbé *et al.*, en [7], se reportó un error máximo en la reconstrucción de fuerza de 32.2 [mN], mientras que el Observador con mejor desempeño genera un error de 5.12 [pN], por lo que consideramos que éste esquema de estimación podría ser viable para las pruebas experimentales.

En el caso del modelo Hunt-Crossley, dado por la ec.(3.20), los resultados de la simulación numérica con el uso de un Observador de cuarto orden, cuyas ganancias fueron: $\zeta = 1$, $\omega = 120$, $p = 120$, son satisfactorios. La Figura 4.16 corresponde a la estimación al emplear una fuerza de inserción tipo Rampa, donde el error en la reconstrucción de fuerza fue de ± 36.5 [nN], y el error en la estimación de posición fue de ± 403 [pm]. Al emplear una fuerza de entrada Sinusoidal (*ver* Figura 4.17), el valor del error fue de ± 11.9 [μ m] para la reconstrucción de la fuerza, y para la estimación de la posición fue de ± 131 [pm]. La Figura 4.18 corresponde al resultado de emplear una fuerza de entrada con perfil polinomial de Bézier y un Observador de sexto orden, ajustado con las ganancias de: $\zeta = 1$, $\omega = 80$, $p = 80$; y cuyo error en la reconstrucción de fuerza fue de ± 2.47 [μ N], mientras que el error de estimación de posición se redujo 21%, con respecto al de menor orden. El error máximo obtenido en los experimentos de Barbé *et al.*, en [7], fue de 19.4 [mN]; mientras que el Observador con resultados menos favorables generó un error de ± 20.5 [μ N].

El modelo de Fukushima está dado por la ec.(3.21). Se empleó un Observador de sexto orden para estimar la contribución de las fuerzas de corte y fricción, cuyas ganancias fueron: $\zeta = 2$, $\omega = 120$, $p = 120$. Aplicando una fuerza constante de inserción, la estimación de la fuerza tuvo un error de 118 [mN], y el error de estimación de posición fue de ± 236 [nm] (*ver* Figura 4.19). En la Figura 4.20 se presenta el resultado de ejercer una fuerza de inserción tipo Rampa, la cual genera un error de estimación de fuerza de ± 805 [μ N] y un error de estimación de posición de ± 1.58 [nm]. Finalmente, para una fuerza de inserción con un perfil polinomial de Bézier, se tiene una disminución de 4.4%, mientras que para la estimación de la posición disminuyó 46%, (*ver* Figura 4.21). Fukushima *et al.*, en [25], obtuvieron un error de 50 [mN], mientras que con el uso de el observador de sexto orden, el error podría reducirse a 7.86 [nN].

El método algebraico se empleó para la identificación de los parámetros que integran al modelo lineal de Kelvin-Voigt (*Fase 1*) y el modelo lineal de Fukushima (*Fase 2*), y de acuerdo con los resultados obtenidos en las gráficas de las Figuras 4.12, 4.13, 4.14, 4.15, 4.22, 4.23 y 4.24 se encontró que ésta estrategia se aproxima de manera satisfactoria al valor real de cada parámetro, aunque se aprecian una serie de discontinuidades durante la identificación, lo cual se debe a los periodos de reseteo empleados para evitar la acumulación de errores, es posible corregirlo con algoritmos de programación capaces de detectar estos cambios bruscos en la señal.

Con lo anterior, se ha verificado mediante simulación, que el Observador GPI y el método Algebraico son técnicas viables para la estimación de fuerzas en éste tipo de modelos.

6.2. Trabajo futuro

Se considera que en un siguiente proyecto se realice la construcción del prototipo experimental propuesto en el Capítulo 5, así como la instrumentación del mismo. Con el fin de realizar los experimentos de inserción de aguja y la adquisición de datos (desplazamiento, velocidades y fuerzas); permitiendo así, el desarrollo de nuevos modelos matemáticos que describan la *Fase 1* y *2* del fenómeno de interacción, mediante la caracterización de materiales viscoelásticos. Además, sería posible aplicar de manera experimental la metodología del Observador de Perturbación GPI y el Método Algebraico, para verificar la viabilidad de estos algoritmos de estimación en éste tipo de sistemas. Otra línea de trabajo es el desarrollo de un modelo completo que describa las *Fases 1* y *2*, o en su defecto, desarrollar una algoritmo que permita identificar el cambio de fases durante el proceso de inserción en tiempo real.

Bibliografía

- [1] N. Abolhassani, R. Patel, M. Moallem. 2004. “Experimental study of robotic needle insertion in soft tissue”. International Congress Series. Vol. 1268, pp. 797-802.
- [2] N. Abolhassani, R. Patel, M. Moallem. 2007. “Needle Insertion into Soft Tissue: A Survey”. ELSEVIER Medical Engineering and Physics. Vol. 29, pp. 413-431.
- [3] F. Aguayo, V. Soltero. 2002. Metodología del Diseño Industrial. Ed. Ra-Ma.
- [4] A. Asadian, M.R. Kermani, R.V. Patel. 2012. “A Novel Force Modeling Scheme for Needle Insertion Using Multiple Kalman Filters”. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. Vol. 61, No. 2, pp. 429–438.
- [5] T. Azar and V. Hayward. 2008. “Estimation of the Fracture Toughness of Soft Tissue From Needle Insertion”. Proc. Biomedical Simulation, 4th International Symposium, ISBMS 2008, Bello, F. and Edwards, E. (Eds.) Lecture Notes in Computer Science, Vol. 5104, Springer Verlag, pp. 166-175.
- [6] L. Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin, A. Gangi. 2007. “In Vivo Model Estimation and Haptic Characterization of Needle Insertions”. The International Journal of Robotics Research. Vol. 26, No. 11-12, pp. 1283-1301.
- [7] L. Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin, A. Gangi. 2007. “Needle Insertions Modeling: Identifiability and Limitations”. Biomedical Signal Processing and Control. Vol. 54, No. 3, pp. 191-198.
- [8] A. Bedford, W. Fowler. 2008. Mecánica para Ingeniería: Dinámica. Prentice Hall. México.
- [9] F. Beltrán-Carbajal, E. Chávez-Conde, G. Silva-Navarro, B. Vázquez-González , A. Favela-Contreras. 2011. “Control of Nonlinear Active Vehicle Suspension Systems using Disturbance Observers”. Chapter of Book in “Vibration Analysis and Control-New Trends and Developments”. pp. 131-150. ISBN: 978-953-307-433-7. INTECH. Croatia.
- [10] F. Beltrán-Carbajal, E. Chávez-Conde, A. Favela-Contreras, R. F. Vázquez-Bautista. 2013. “Active Perturbation Rejection in Motion Control of Milling Machine Tools”. Revista Facultad de Ingeniería de la Universidad de Antioquia. No. 69. pp. 193-204. ISSN: 0120-6230. Colombia. Diciembre.

- [11] R. L. Boylestad, L. Nashelsky. 2003. *Introducción al Análisis de Circuitos Eléctricos*. Prentice Hall. México.
- [12] PN. Brett, T. Parker, AJ. Harrison, TA. Thomas, A. Carr. 1997. “Simulation of resistance forces acting on surgical needles”. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineering, Part H, Journal of Engineering in Medicine*. Vol. 211, No. 4, pp. 335-347.
- [13] PN. Brett, AJ. Harrison, TA. Thomas. 2000. “Schemes for the identification of tissue types and boundaries at the tool point for surgical needles”. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. Vol. 4, No. 1, pp. 30-36.
- [14] E. Chávez-Conde, H. Sira-Ramírez, G. Silva-Navarro. 2006. “Generalized PI Control and On-line Identification of a Rotational Mass-Spring System”. *IASTED International Conference on Modelling, Identification and Control*. pp. 467-472. Lanzarote, Canary Island, Spain.
- [15] YB. Choy, H. Cao, S. Tungjitkusolmun, JZ. Tsai, D. Haemmerich, VR. Vorperian. 2002. “Mechanical compliance of the endocardium”. *Journal of Biomechanics*. Vol. 35, No. 12, pp. 1671-1676.
- [16] J. R. Cogdell. 2002. *Fundamentos de Máquinas Eléctricas*. Prentice Hall. México.
- [17] N. Cross. 2010. *Métodos de Diseño*. Ed. Limusa Wiley.
- [18] JR. Crouch, CM. Schneider, J. Wainer, AM. Okamura. 2005. “A velocity-dependent model for needle insertion in soft tissue”. *Lecture Notes in Computer Science*. Berlin: Springer Berlin/Heidelberg. pp. 624-632.
- [19] E. Dehghan, X. Wen, R. Zahiri-Azar, M. Marchal, S. E. Salcudean. 2007. “Modeling of Needle-Tissue Interaction Using Ultrasound-Based Motion Estimation”. *MICCAI 2007, Part I, LNCS 4791*, pp. 709–716, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- [20] SP. DiMaio, SE. Salcudean. 2003. Needle insertion modeling and simulation. *IEEE Trans Robotom Autom*. Vol. 19, No. 5, pp. 864-875.
- [21] I.Elgezua, Y. Kobayashi, M. G. Fujie. 2013. “Survey on Current State-of-the-Art in Needle Insertion Robots: Open Challenges for Application in Real Surgery”, pp. 94-99.
- [22] M. Fliess, R. Marquez, E. Delaleau, H. Sira-Ramirez. 2002. “Correcteurs proportionnels-integraux generalises”. *ESAIM, Control, Optimization and Calculus of Variations* 7(2), 23–41.
- [23] M. Fliess, H. Sira-Ramírez. 2003. “An Algebraic Framework for Linear Identification”. *ESAIM Control, Optimisation and Calculus of Variations International Journal of Control*. Vol. 9, pp. 151-168.
- [24] R. Fuentes. 2006. *Anatomía y Fisiología Humanas*. Trillas. pp. 36-45, 158-160.

- [25] Y. Fukushima, K. Naemura. 2014. “Estimation of the Friction Force during the Needle Insertion using the Disturbance Observer and the Recursive Least Square”. Springer ROBOMECH Journal. Vol. 1, No. 14, pp. 1–8.
- [26] Y.C. Fung. 1993. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. Springer-Verlag.
- [27] D.J. van Gerwen, J. Dankelman, J.J. van den Dobbelsteen. 2012. “Needle-Tissue Interaction Forces: A Survey of Experimental Data”. ELSEVIER Medical Engineering and Physics. Vol. 34. pp. 665-680.
- [28] H. Goldstein. 1987. Mecánica Clásica. Editorial Reverté. España
- [29] S. Gomes. 2012. Medical Robotics. Woodhead Publishing..
- [30] G.S. Guthart, J.K. Salisbury. 2000. “The Intuitive Telesurgery System: Overview and Applications”. IEEE International Conference on Robotics and Automation. pp. 618-621. U.S.A.
- [31] M. Heverly, P. Dupont. 2005. “Trajectory optimization for dynamic needle insertion”. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Barcelona, Spain. pp. 1658-1663.
- [32] H. Hiemenz. 2001. “Force models for needle insertion created from measured needle puncture data”. Westwood J, editor. St heal T. IOS Press. pp. 180-186.
- [33] G.A. Holzapfel. 2000. Biomechanics of Soft Tissue. Institute for Structural Analysis. Graz, Austria.
- [34] R.E. Kalman, Y.C. Ho, K.S. Narendra. 1962. “Controllability of Linear Dynamic Systems”, in *Contributions to Differential Equations*. Wiley Interscience Publisher, Inc. Vol. 1.
- [35] I. Khalaji, M. Hadavand, A. Asadian, R.V. Patel, M.D. Naish. 2013. “Analysis of Needle-Tissue Friction During Vibration-Assisted Needle Insertion”. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). pp. 4099-4104.
- [36] Y. Kobayashi, A. Onishi, T. Hoshi, K. Kawamura. 2008 Modeling of conditions where a puncture occurs during needle insertion considering probability distribution. In: IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems. pp. 1433–1440.
- [37] Y. Kobayashi, A. Onishi, T. Hoshi, K. Kawamura, M. Hashizume, MG. Fujie. 2009. Development and validation of a viscoelastic and nonlinear liver model for needle insertion. Int J Comp Assist Radiol Surg. Vol. 4, No. 1, pp. 53-63.
- [38] Y. Kobayashi, T. Sato, MG. Fujie. 2009. “Modeling of friction force based on relative velocity between liver tissue and needle for needle insertion simulation”. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. pp. 5274-5278.

- [39] HM. Langevin, DL.Churchill, JR. Fox, GJ. Badger, BS. Garra, MH. Krag. 2001. “Bio-mechanical response to acupuncture needling in humans”. *Journal Applied Physiology*. Vol. 91, No. 6, pp. 2471-2478.
- [40] MC. Lewis, JP Lafferty, MS. Sacks, VS. Pallares, M. TerRiet. 2000. “How much work is required to puncture dura with tuohy needles?” *British Journal Anaesthesia*. Vol. 85, No. 2, pp. 238-241.
- [41] D. R. Li, J. K. Yeh, K. Putra y A. Shih. 2017. “Optical Measurement of Tissue Deformation in Needle Insertion”. *CIRP Annals*. Vol. 65, pp. 175-179.
- [42] D.G. Luenberger. 1964. “Observing the State of a Linear System”. *IEEE Trans. Military Electr.*, MIL-8, pp. 74-80.
- [43] M. Mahvash, P.E. Dupont. 2009. “Fast needle insertion to minimize tissue deformation and damage”. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. pp. 3097–3102.
- [44] M. Mahvash, P.E. Dupont. 2010. “Mechanics of Dynamic Needle Insertion into a Biological Material”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 57, No. 4, pp. 934-943.
- [45] M. Meltsner, N. Ferrier, B Thomadsen. 2007. “Observations on rotating needle insertions using a brachytherapy robot”. *Phys Med Biol*. Vol. 52, No. 19, pp. 6027-6037.
- [46] S. Misra, KB. Reed, AS. Douglas, KT. Ramesh, AM. Okamura. 2008. “Needle–tissue interaction forces for bevel-tip steerable needles”. *IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. pp. 224–231.
- [47] J. Z. Moore, K.Malukhin, A. J. Shih, K. F. Ehmman. 2011. “Hollow needle tissue insertion force model”. *CIRP Annals*. Vol. 60, No. 1, pp. 157-160.
- [48] K. Naemura, Y. Uchino, H. Saito. 2007. “Effect of the needle tip height on the puncture force in a simplified epidural anesthesia simulator”. *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. pp. 3504-3507.
- [49] K. Naemura, A. Sakai, T. Hayashi, H. Saito. 2008. “Epidural insertion simulator of higher insertion resistance & drop rate after puncture”. *30th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. pp. 3249-3252.
- [50] K.W. Ng, J.Q. Goh, S.L. Foo, P.H. Ting, T.K. Lee. 2013. “Needle Insertion Forces Studies for Optimal Surgical Modeling”. *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics*. Vol. 3. No. 3. pp. 187-191.
- [51] K. Ogata. 2010. *Ingeniería de Control Moderna*. Prentice Hall. Madrid.

- [52] A.M. Okamura, C. Simone, M.D. O’Leary. 2004. “Force Modeling for Needle Insertion Into Soft Tissue”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 51. No. 10. pp. 1707-1716.
- [53] D. Okuno, T. Togawa, H. Saito, K Tsuchiya. 1998. “Development of an automatic blood sampling system: control of the puncturing needle by measuring forces”. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. pp. 1811-1822.
- [54] T. Podder, D. Clark, D. Fuller, J. Sherman, W. Ng, L. Liao. 2005. “Effects of Velocity Modulation during Surgical Needle Insertion”. *IEEE-EMBS 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*. pp. 5766–5770.
- [55] T. Podder, D. Clark, J. Sherman, D. Fuller, E. Messing, D. Rubens. 2006. “In vivo motion and force measurement of surgical needle intervention during prostate brachytherapy”. *Medical Physics*. Vol. 33, No. 8. pp. 2915-2922.
- [56] D. Poole. 2010. *Álgebra Lineal*. Prentice Hall.
- [57] M. Ramírez-Neria, H. Sira-Ramírez, A. Rodríguez-Ángeles, A. Luviano-Juárez. 2012. “An Active Disturbance Rejection Controller for a Parallel Robot via Generalized Proportional Integral Observers”. *American Control Conference*. pp. 5478-5483. Montreal, Canada.
- [58] KB. Reed, AM. Okamura, NJ. Cowan. 2009. “Controlling a robotically steered needle in the presence of torsional friction”. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.
- [59] A. Schweikard, F. Ernst. 2015. *Medical Robotics*. Springer.
- [60] *Surveillance Epidemiology & End Results (SEER)*. National Cancer Institute.
- [61] OA. Shergold, NA Fleck. 2005. “Experimental Investigation Into the Deep Penetration of Soft Solids by Sharp and Blunt Punches, with Application to the Piercing of Skin”. *J Biomech Eng*. Vol. 127, No. 5, pp. 838-848.
- [62] H. Sira-Ramírez, V. Feliu-Batlle, F. Beltrán-Carbajal, A. Blanco-Ortega. 2008. “Sigma-Delta Modulation Sliding Mode Observers for Linear Systems Subject to Locally Unstable Inputs”. *IEEE 16th Mediterranean Conference on Control and Automation*, pp. 344–349. Ajaccio, France.
- [63] H. Sira-Ramírez, C. Núñez, N. Visairo. 2009. “Robust sigma-delta generalised proportional integral observer based control of a “buck” converter with uncertain loads”. *International Journal of Control*. Vol. 83, No. 8, pp. 1631-1640.
- [64] H. Sira-Ramírez, M. Ramírez-Neria, A. Rodríguez-Angeles. 2010. “On the Linear Control of Nonlinear Mechanical Systems”. *Proceedings of the 49th IEEE Conference on Decision and Control*. pp. 1999-2004. Atlanta, USA.

- [65] JT. Stellman. 2009. Development, production, and characterization of plastic hypodermic needles. Master's thesis. Georgia Institute of Technology.
- [66] J. Su, H. Zou, T. Guo. 2009. "The Study of Mechanical Properties on Soft Tissue of Human Forearm In Vivo". 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering.
- [67] R.H. Taylor, D. Stoianovici. 2003. "Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery". IEEE Transactions on Robotics and Automation. Vol. 19, No. 56, pp. 765-781. U.S.A.
- [68] A. K. Thorsten. 2009. Engineering Haptic Devices. Springer-Verlag. Berlin Heidelberg.
- [69] S. Timoshenko, J. Goodier. 1951. Theory of Elasticity. Mc.Graw-Hill.
- [70] J. Troccaz. 2012. Medical Robotics. Wiley-ISTE.
- [71] T.R. Wedlick, A.M. Okamura. 2012. "Characterization of Robotic Needle Insertion and Rotation in Artificial and Ex Vivo Tissues". IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. pp. 62-68.
- [72] D. A. Wells. 1967. Lagrangian Dynamics. Schaum's Outlines, McGraw-Hill. USA
- [73] H. Zhong, T. Peters 2007. "A real time hyperelastic tissue mode". Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. Vol. 18, pp. 185-193.
- [74] K.A. Zucker. 2003. Cirugía Laparoscópica. Médica Panamericana.

Apéndice

Apéndice A

Diagramas de Simulación

A.1. Modelos Matemáticos

A.1.1. Fase 1

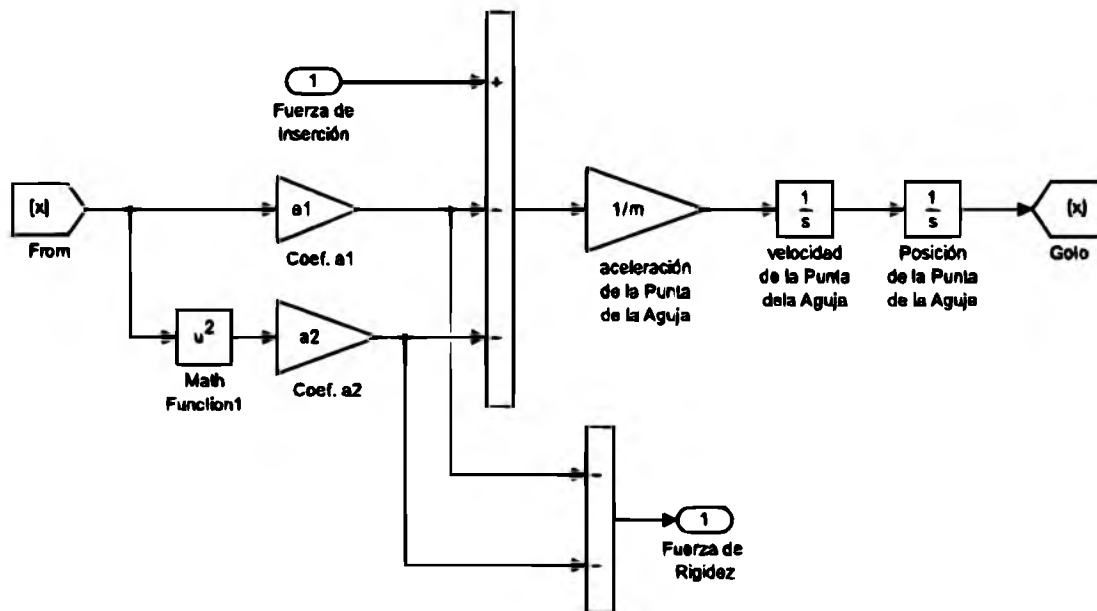


Figura A.1: Modelo Polinomial de Okamura: Bloques de Simulación.

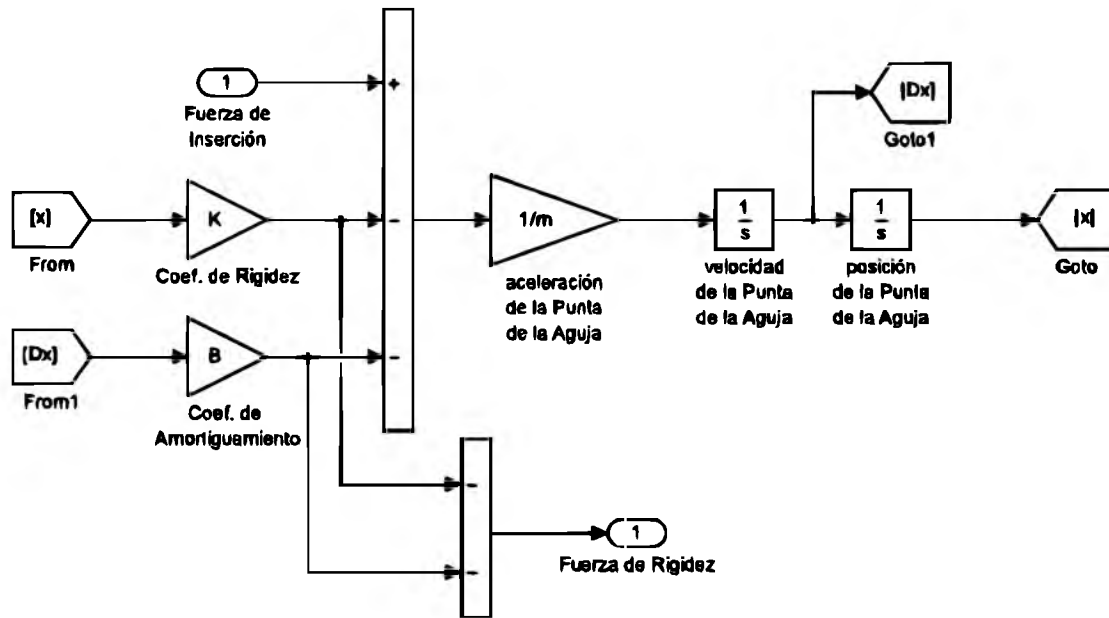


Figura A.2: Modelo Reológico de Kelvin-Voigt: Bloques de Simulación.

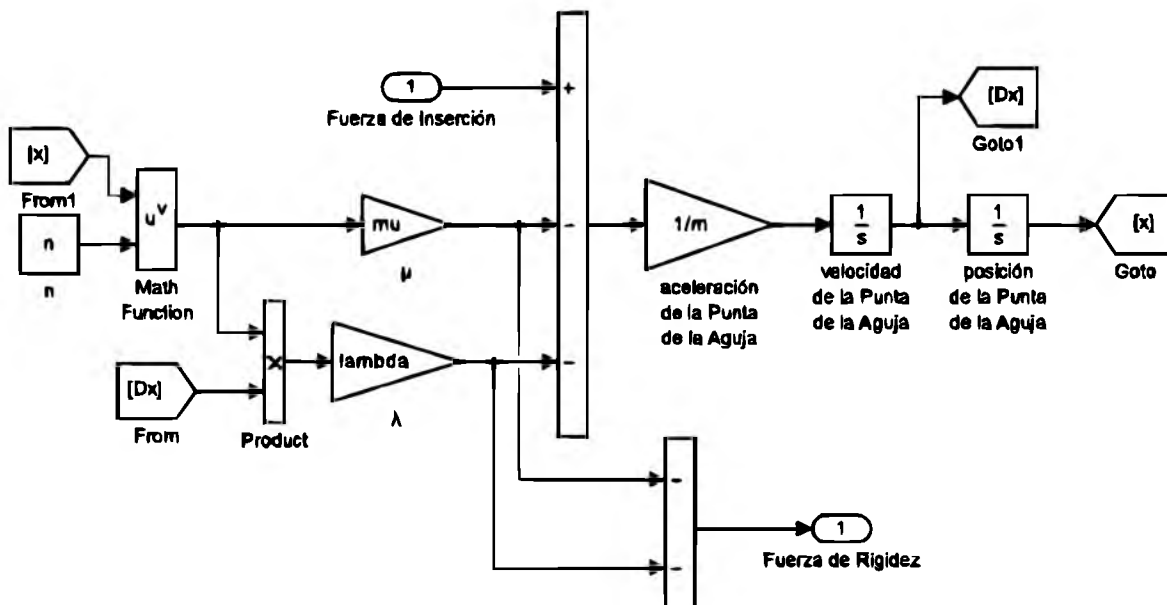


Figura A.3: Modelo Reológico de Hunt-Crossley: Bloques de Simulación.

A.1.2. Fase 2

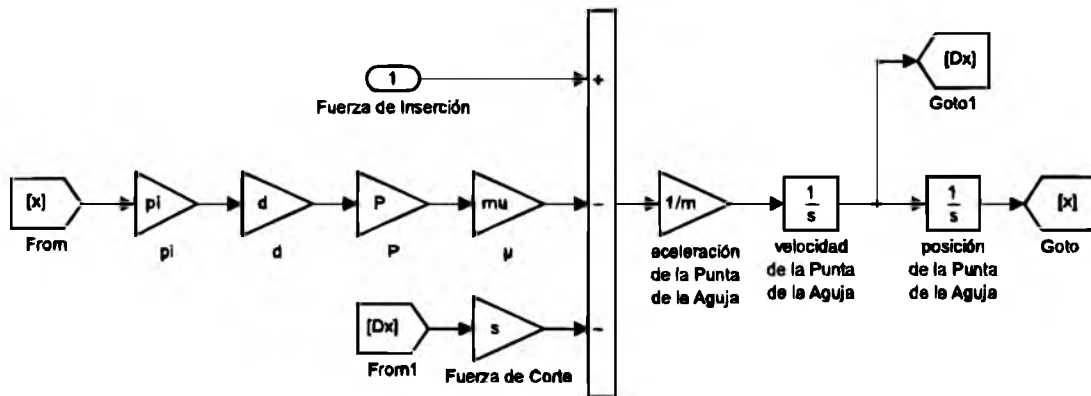


Figura A.4: Modelo de Fukushima: Bloques de Simulación.

A.1.3. Mecanismo Lineal

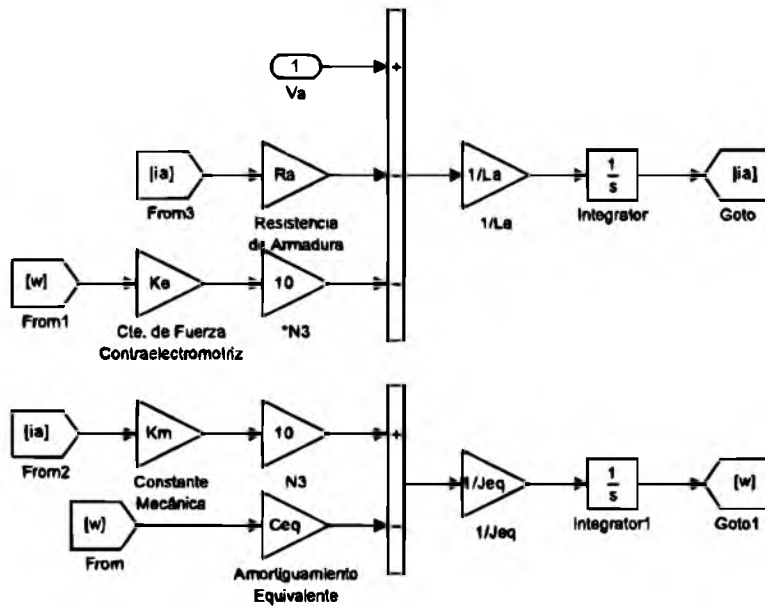


Figura A.5: Mecanismo Lineal: Bloques de Simulación.

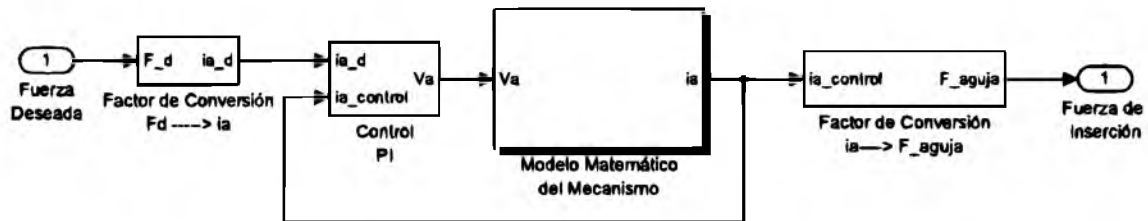


Figura A.6: Servomecanismo: Bloques de Simulación.

A.1.4. Dinámica completa de interacción Aguja-Tejido Blando

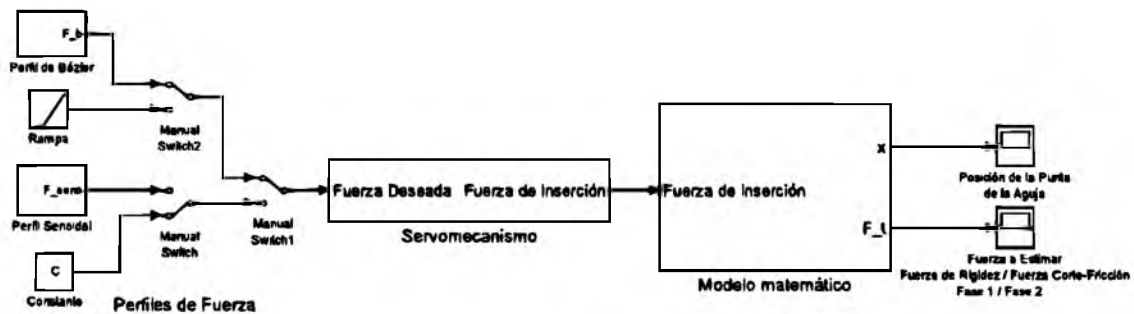


Figura A.7: Dinámica completa de interacción Aguja-Tejido Blando.

A.2. Estimación de Fuerzas

A.2.1. Observador de Perturbación

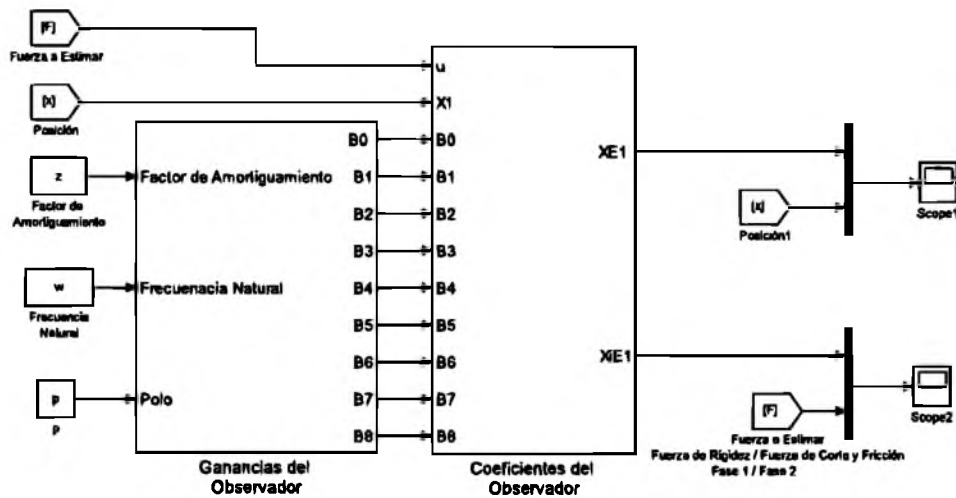


Figura A.8: Observador de Perturbación de Sexto Orden.

A.2.2. Método Algebraico

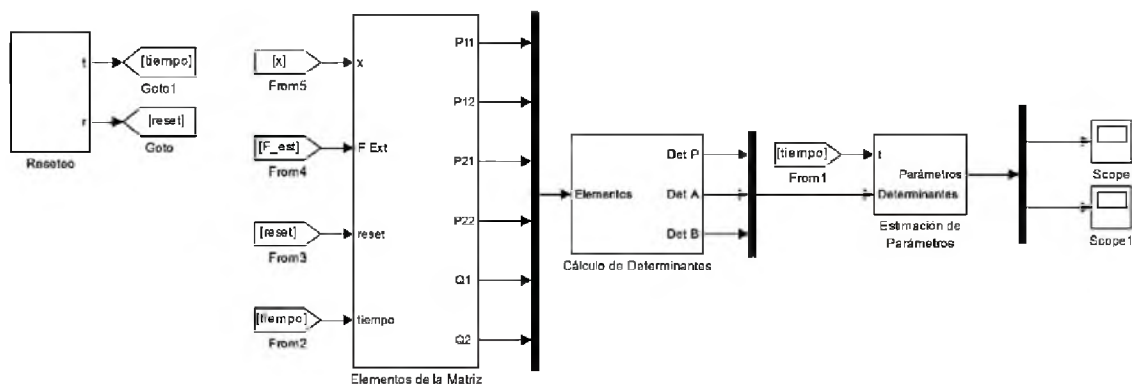
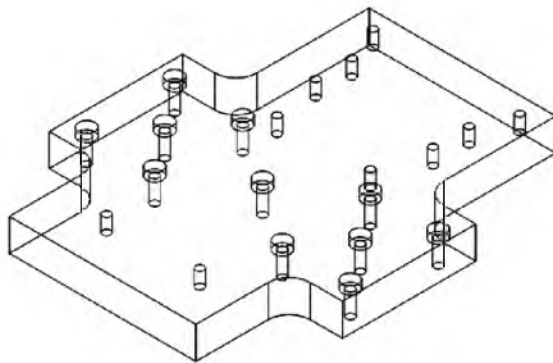
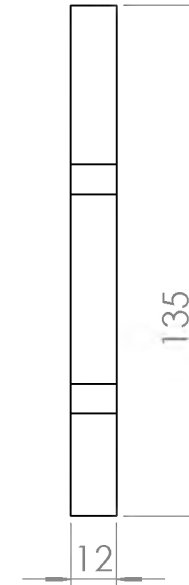
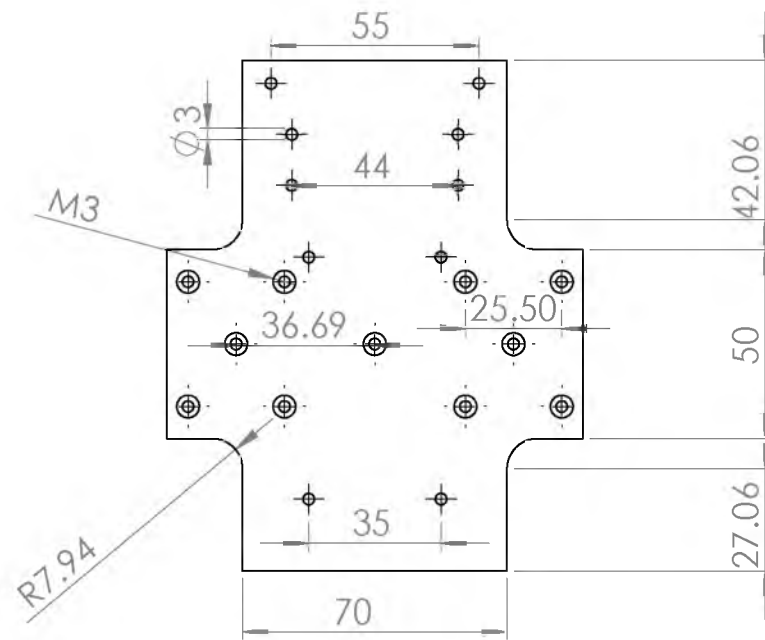


Figura A.9: Identificación de Parámetros por el Método Algebraico.

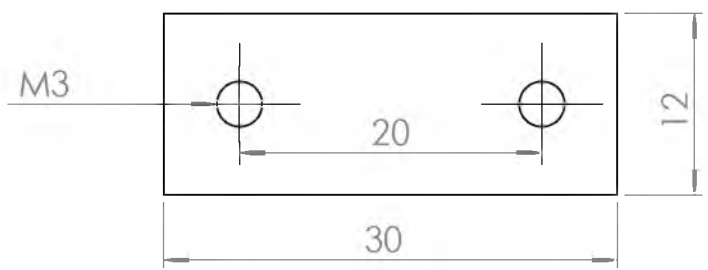
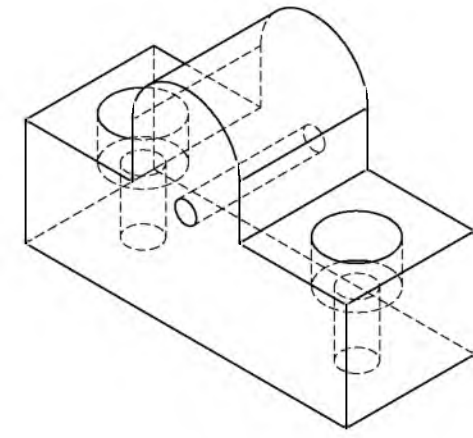
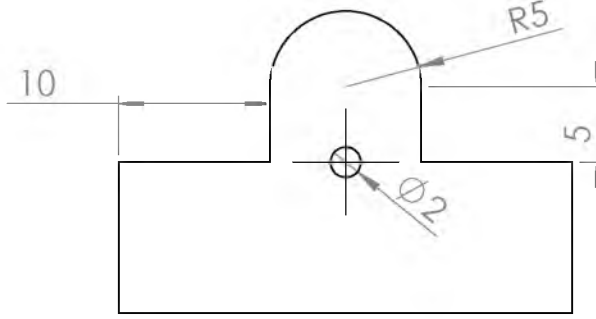
Apéndice B

Diseño Conceptual

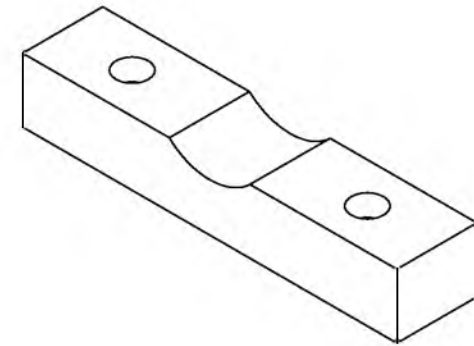
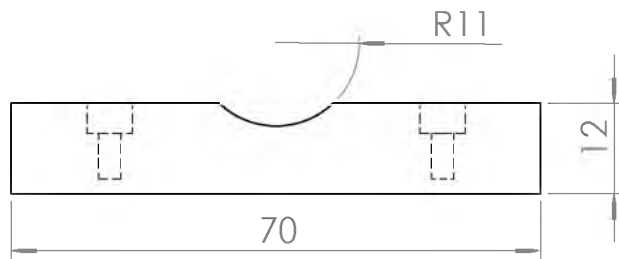
B.1. Dibujos Técnicos



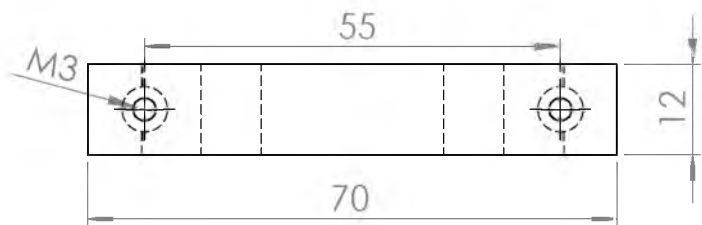
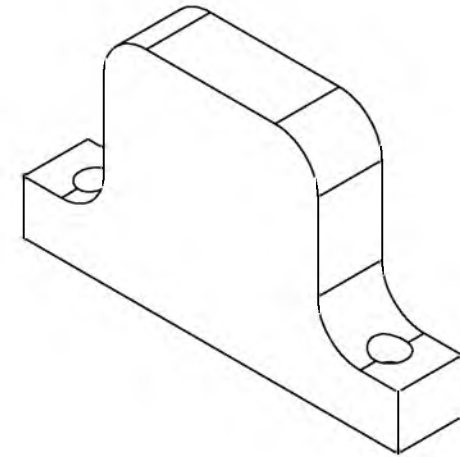
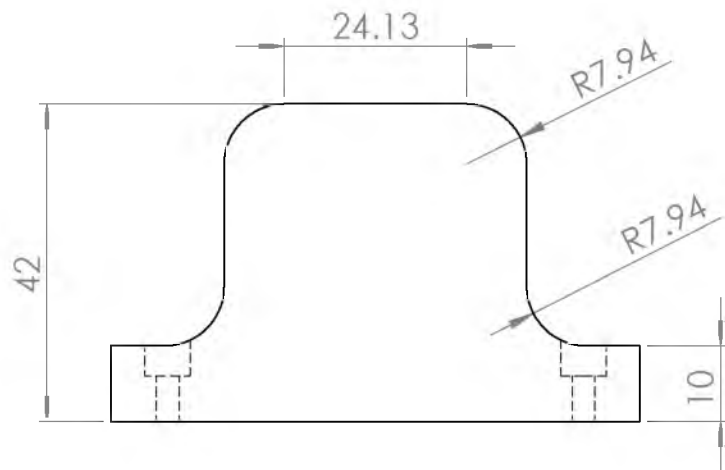
NO. DE DIBUJO	1	BASE DEL CARRO DESLIZANTE	
TIPO DE DIBUJO	VISTA LATERAL Y SUPERIOR DE LA BASE DEL CARRO		ESCALA: 1:2 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	BASE PARA SUJECCIÓN DEL CARRO DESLIZANTE A LAS CHUMACERAS LINEALES		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



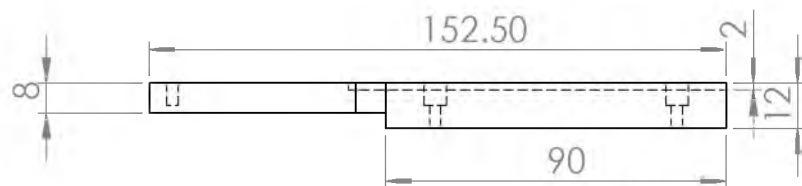
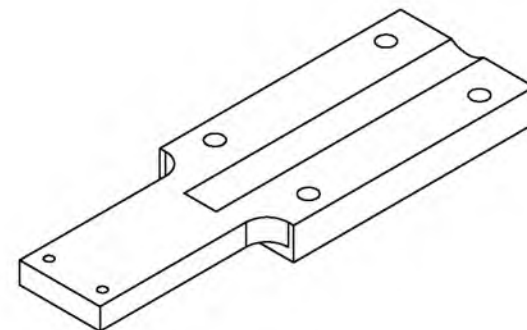
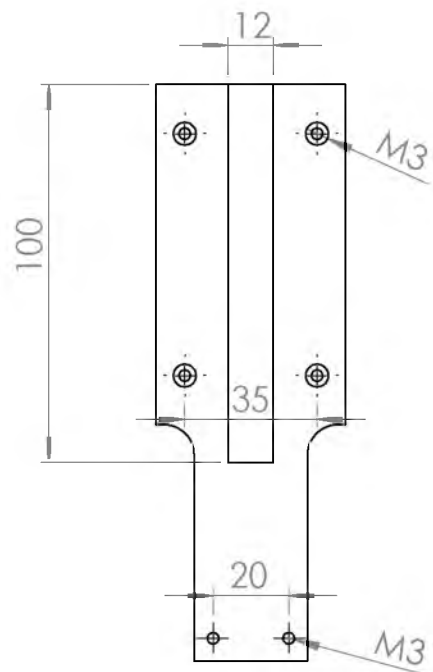
NO. DE DIBUJO	2	BASE DE SOPORTE PARA LA AGUJA	
TIPO DE DIBUJO	VISTA FRONTAL E INFERIOR DE LA BASE PARA LA AGUJA		ESCALA: 2:1 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	BASE PARA SOPORTE DE LA AGUJA, MATERIAL: ACRÍLICO 12 mm		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



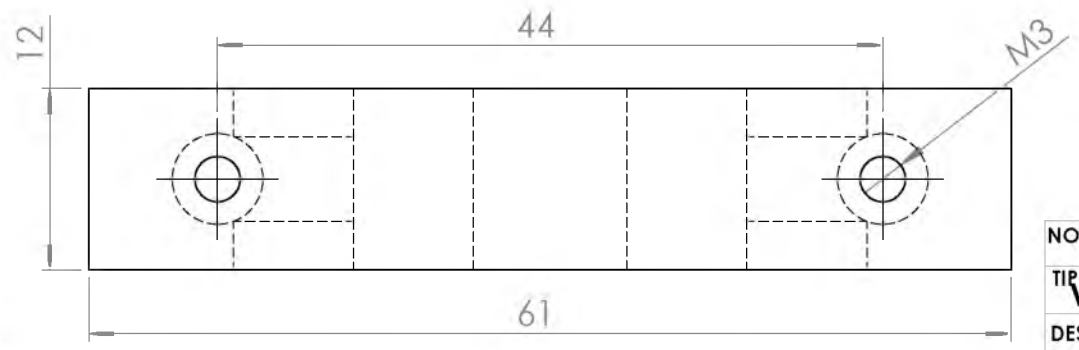
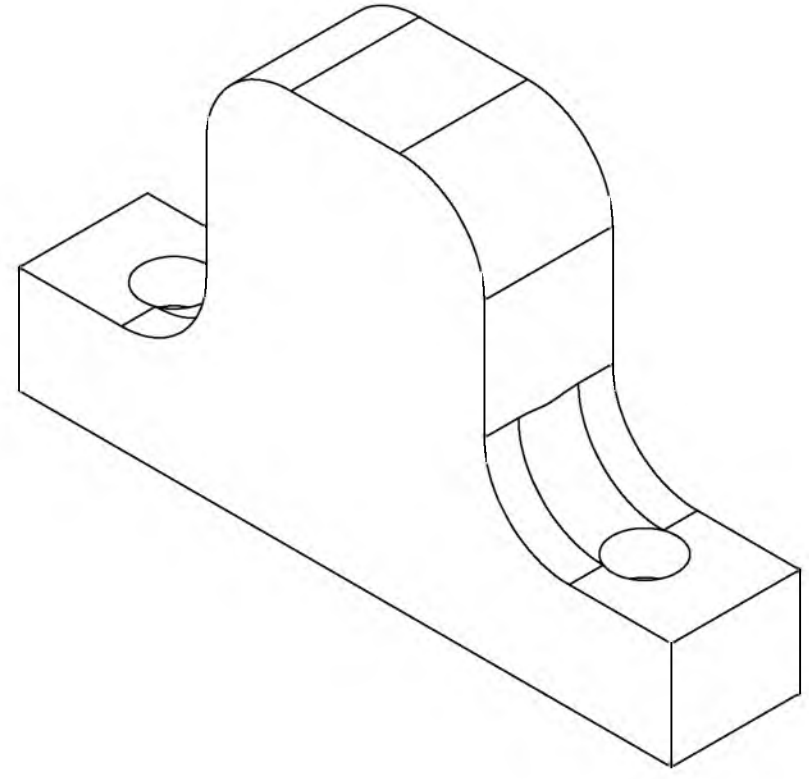
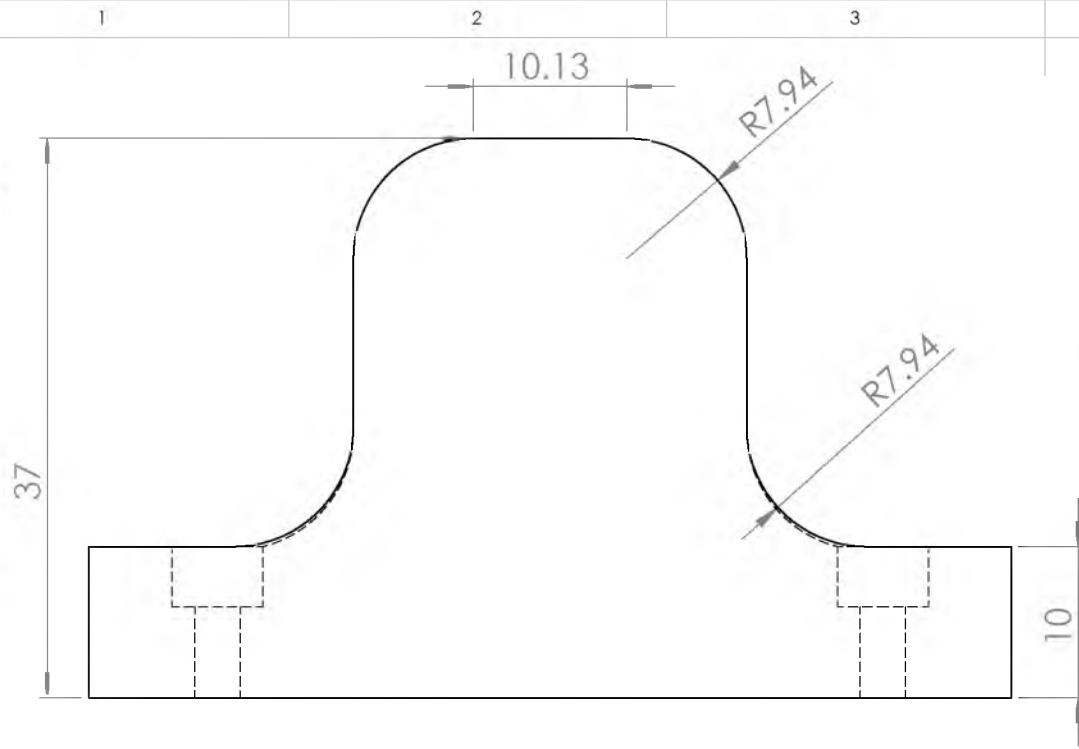
NO. DE DIBUJO	3	BASE PARA EL SENSOR LMC	
TIPO DE DIBUJO	VISTA FRONTAL E INFERIORE DE LA BASE DEL LMC	ESCALA:	UNIDADES:
		1:1	mm, in
DESCRIPCIÓN:	BASE PARA SUJECCIÓN DEL SENSOR LMC AL CARRO DESLIZANTE		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONADA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



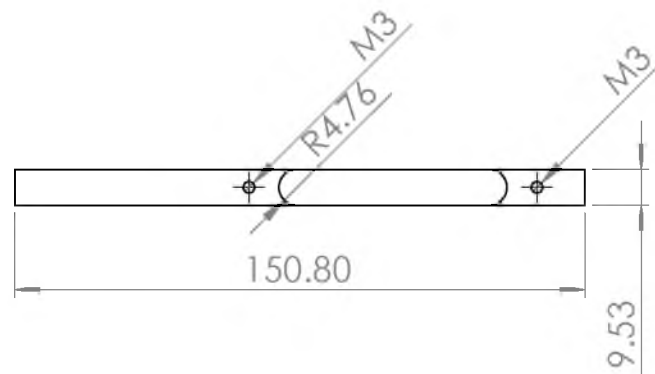
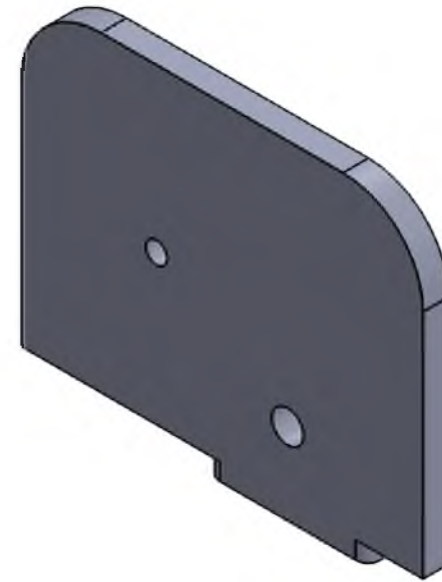
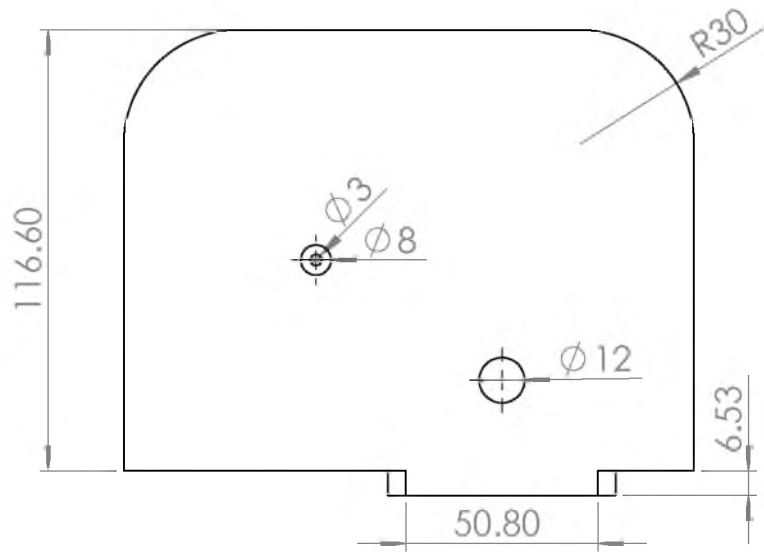
NO. DE DIBUJO	4	SOPORTE PARA EL SENSOR LMC	
TIPO DE DIBUJO	VISTA FRONTAL E INFERIOR DEL SOPORTE DEL SENSOR LMC		ESCALA: 1:1 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	SOPORTE DE SUJECIÓN PARA EL SENSOR LMC, MATERIAL: ACRÍLICO, 12mm		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO		FECHA: JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS		Vo. Bo.
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



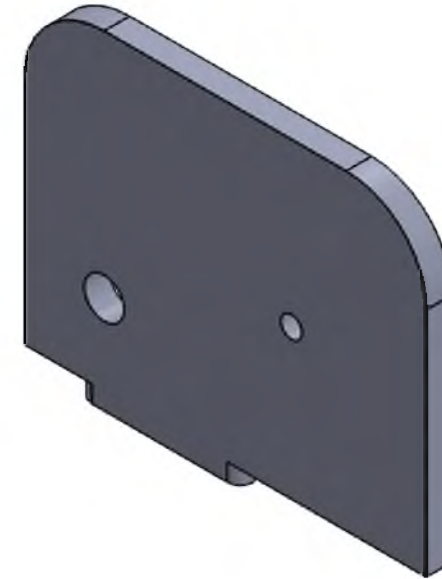
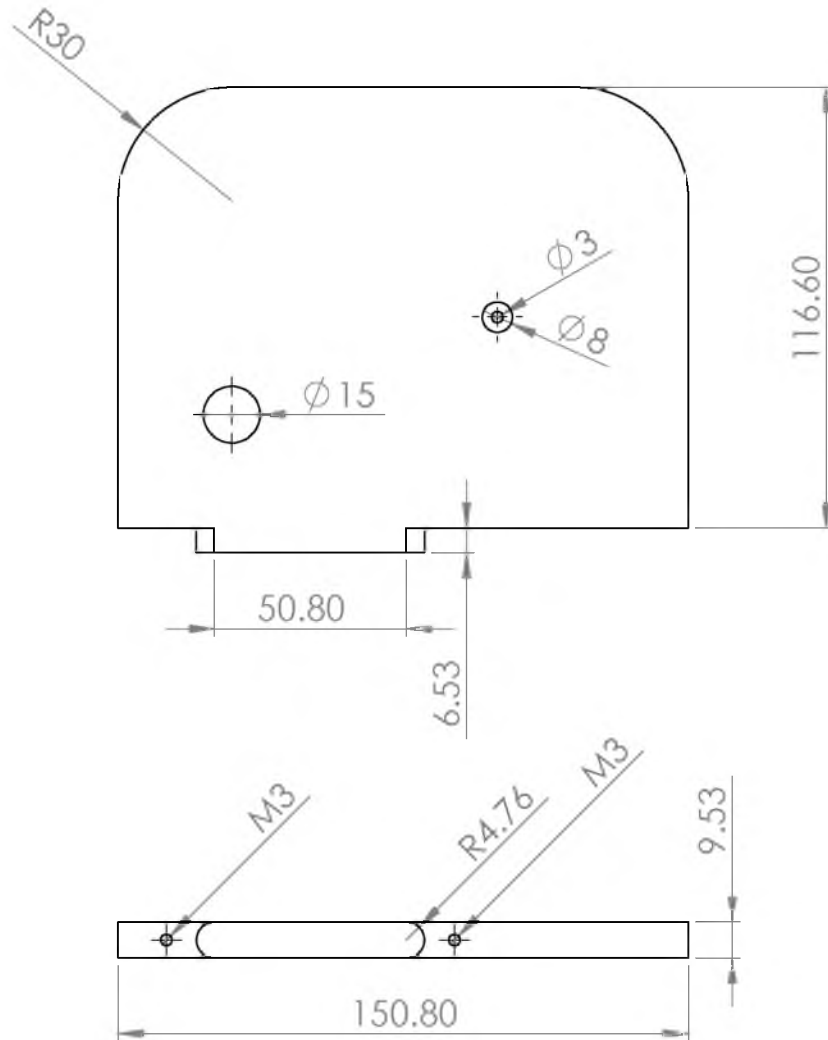
NO. DE DIBUJO	5	BASE PARA EL LOAD CELL PN-50N	
TIPO DE DIBUJO	VISTA SUPERIOR Y LATERAL DE LA BASE PARA EL LOAD CELL		ESCALA: 1:2 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	BASE PARA SUJECCIÓN DEL LOAD CELL PN-50N SOBRE EL CARRO DESLIZANTE		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO		FECHA: JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS		Vo. Bo.
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
	UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN		



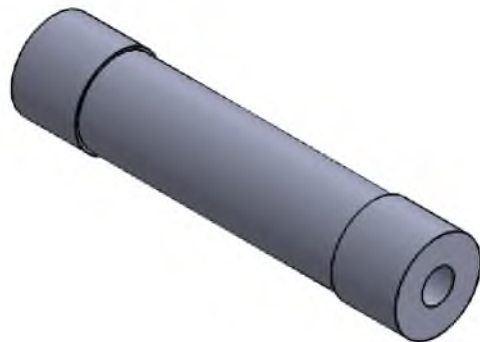
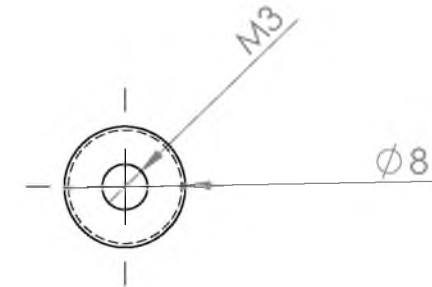
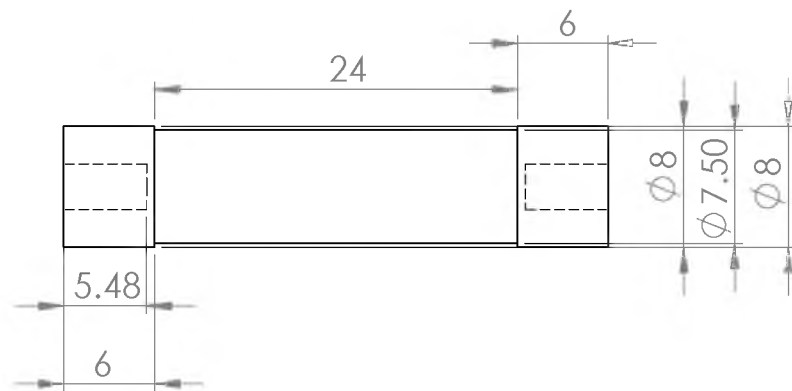
NO. DE DIBUJO	6	SOPORTE PARA EL LOAD CELL PN-50N	
TIPO DE DIBUJO	VISTA FRONTAL E INFERIOR DEL LOAD CELL PN-50N		ESCALA: 2:1 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	SOPORTE PARA SUJECIÓN DEL LOAD CELL PN-50N		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



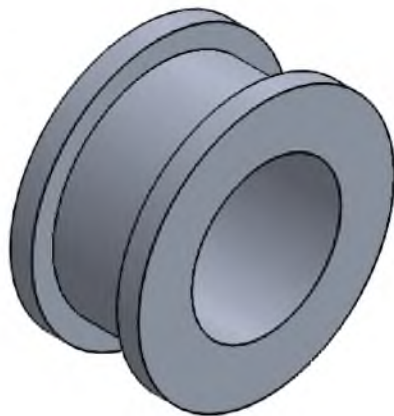
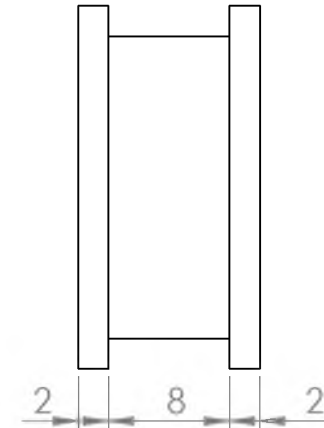
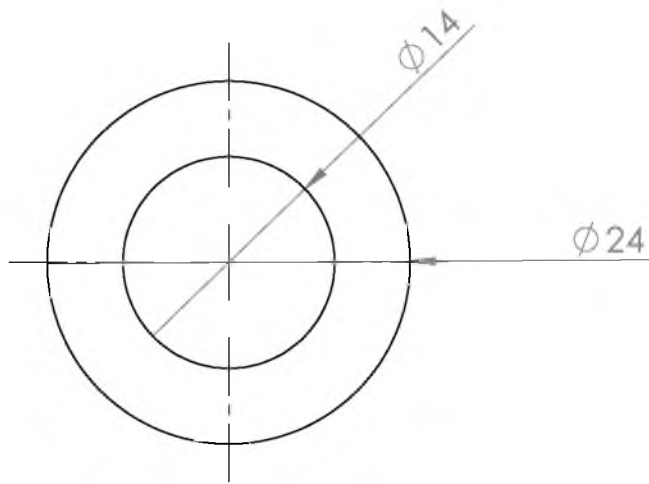
NO. DE DIBUJO	7 SOPORTE FRONTAL DEL SIST. TRANSMISIÓN		
TIPO DE DIBUJO	VISTA FRONTAL E INFERIOR DEL SOPORTE	ESCALA: 1:2	UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	SOPORTE PARA LA SUJECIÓN DE POLEAS DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



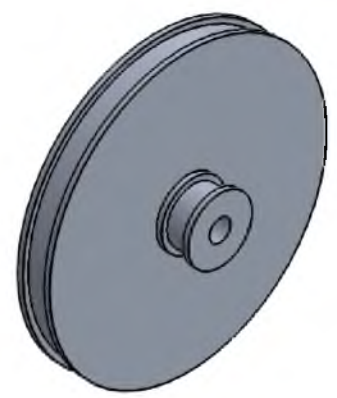
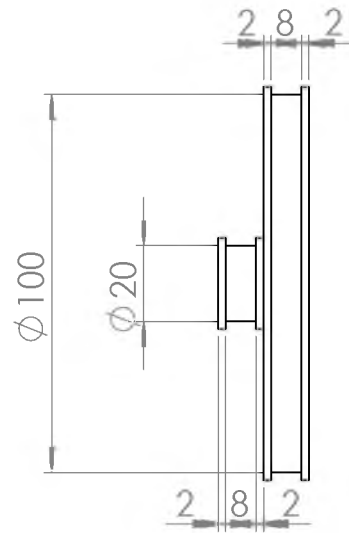
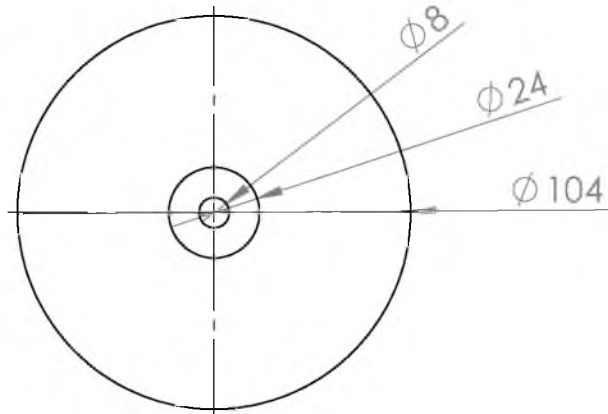
NO. DE DIBUJO	8	SOPORTE TRASERO DEL SIST. TRANSMISIÓN	
TIPO DE DIBUJO	VISTA FRONTAL E INFERIOR DEL SOPORTE FRONTAL		ESCALA: 1:2 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	SOPORTE PARA SUJECIÓN DE LAS POLEAS DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



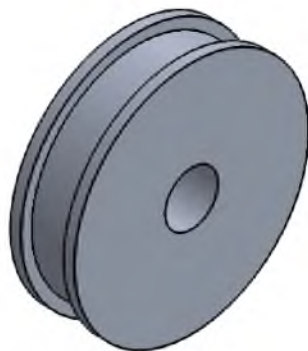
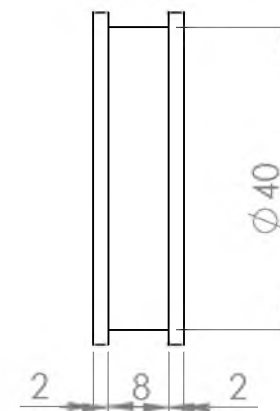
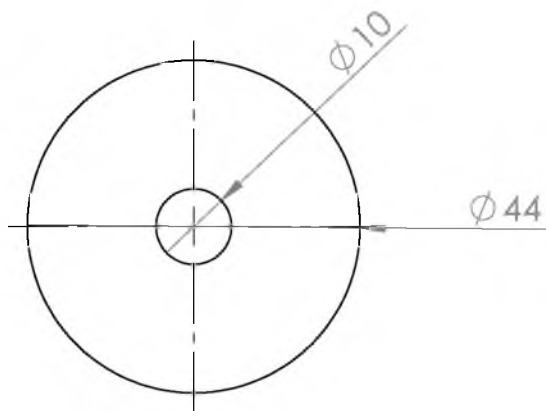
NO. DE DIBUJO	9	EJE	
TIPO DE DIBUJO	VISTA LATERAL Y SUPERIOR DEL EJE		ESCALA: 2:1 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	EJE DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO		FECHA: JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS		Vo. Bo.
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



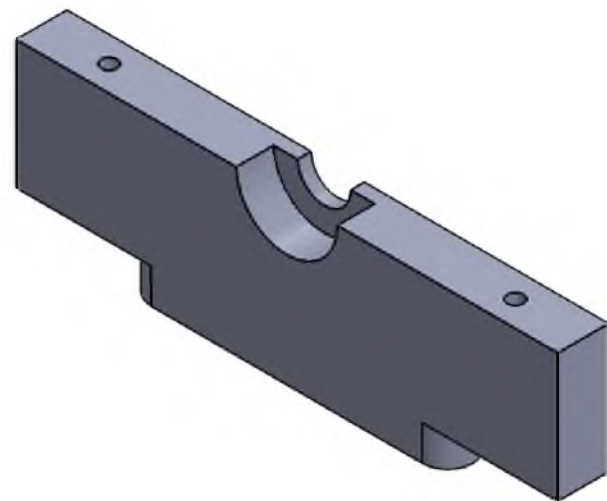
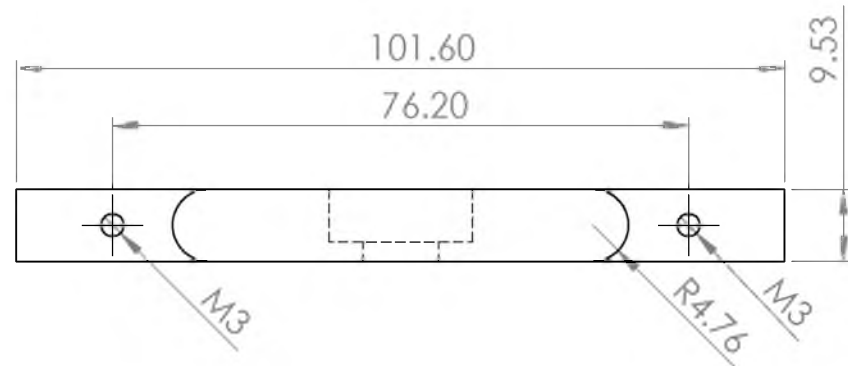
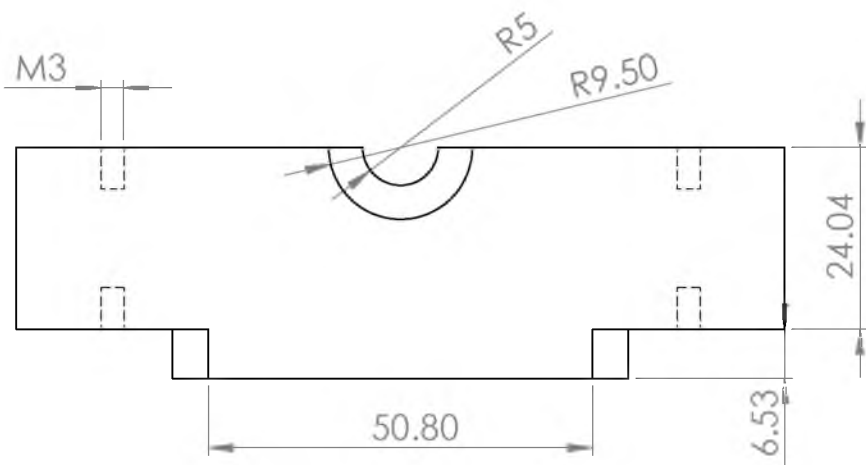
NO. DE DIBUJO	10	POLEA MOTRIZ	
TIPO DE DIBUJO	VISTA LATERAL Y SUPERIOR DE LA POLEA MOTRIZ		ESCALA: 2:1 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	POLEA MOTRIZ DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN REDUCTOR		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



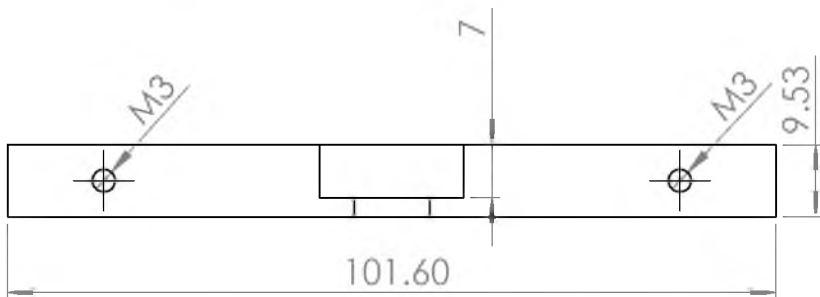
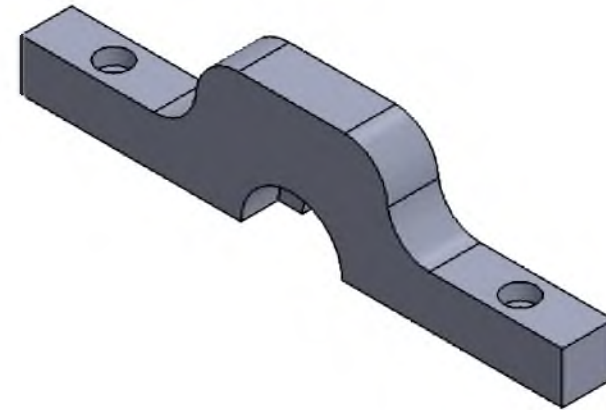
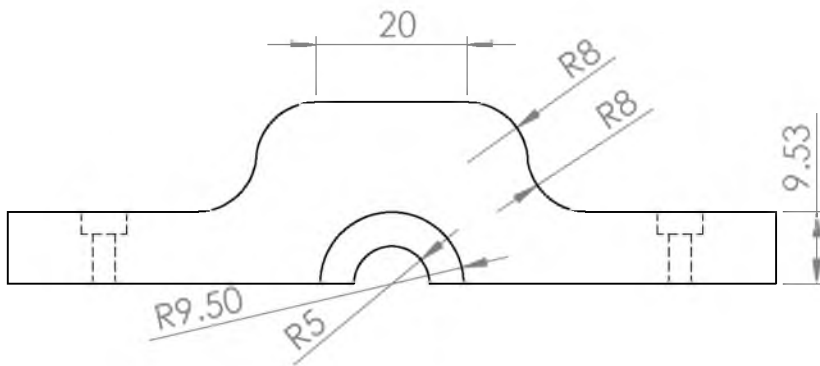
NO. DE DIBUJO	11	POLEA CONDUCCIDA	
TIPO DE DIBUJO	VISTA LATERAL Y SUPERIOR DE POLEA CONDUCCIDA		ESCALA: 1:2 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	POLEA CONDUCCIDA DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN REDUCTOR DE VELOCIDAD		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



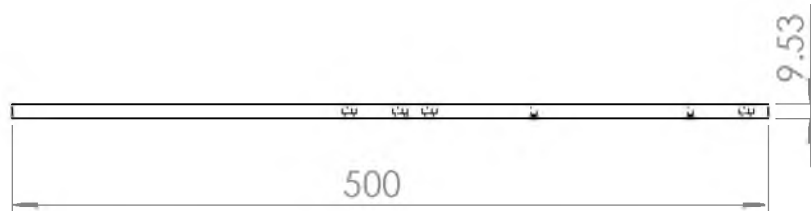
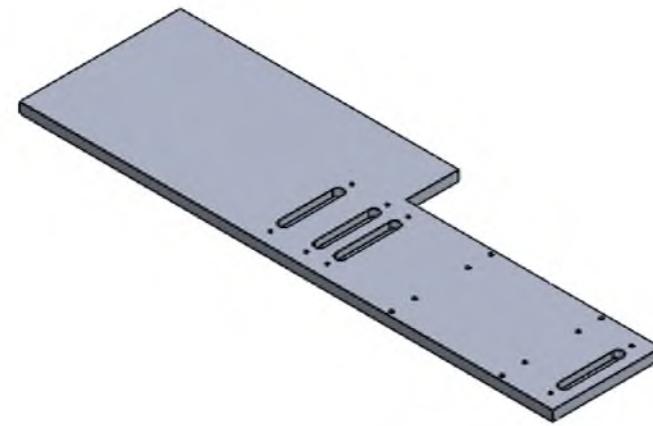
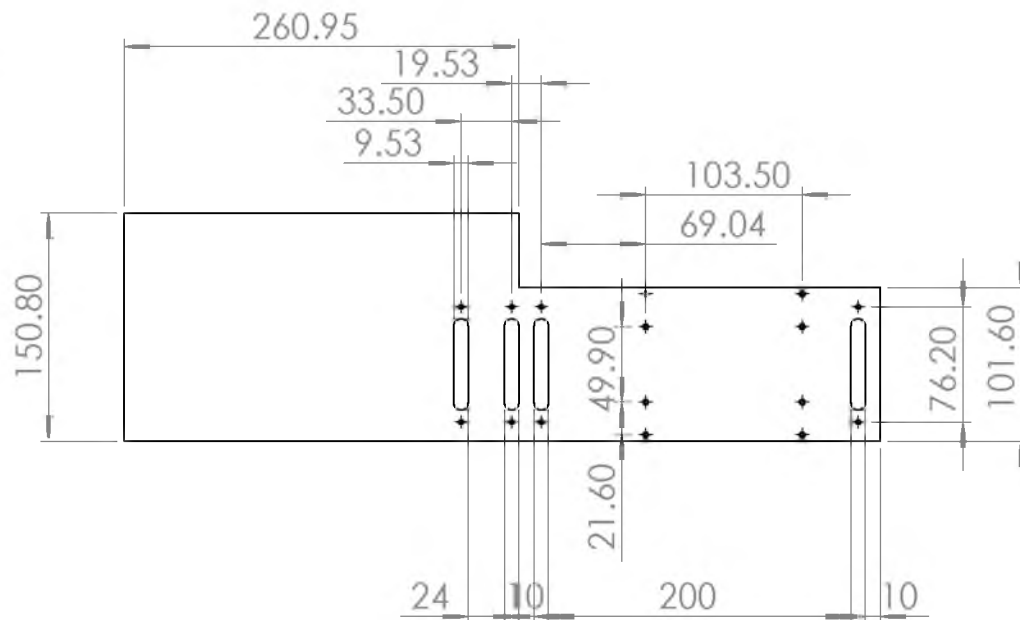
NO. DE DIBUJO	12	POLEA CONDUcida FINAL	
TIPO DE DIBUJO	VISTA LATERAL Y SUPERIOR DE LA POLEA FINAL		ESCALA: 1:1
DESCRIPCIÓN:	UNIDADES: mm, in		
	POLEA CONDUcida FINAL DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN REDUCTOR DE VELOCIDAD		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



NO. DE DIBUJO	13	SOPORTE INFERIOR PARA EL HUSILLO	
TIPO DE DIBUJO	VISTA FRONTAL E INFERIOR DEL SOPORTE		ESCALA: 1:1 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	BASE INFERIOR PARA SUJECIÓN DEL HUSILLO		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



NO. DE DIBUJO	14	SOPORTE SUPERIOR PARA EL HUSILLO	
TIPO DE DIBUJO	VISTA FRONTAL E INFERIOR DEL SOPORTE SUP.		ESCALA: 1:1 UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	SOPORTE SUPERIOR PARA SUJECIÓN DEL HUSILLO		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			



NO. DE DIBUJO	15	BASE DEL MECANISMO	
TIPO DE DIBUJO	VISTA LATERAL Y SUPERIOR DE LA BASE	ESCALA: 1:5	UNIDADES: mm, in
DESCRIPCIÓN:	BASE PARA EL MONTAJE DE LOS COMPONENTES DE LA MESA LINEAL		
AUTOR:	VIOLETA TERRONES NAVARRO	FECHA:	JUNIO/2016
	MESA LINEAL ACCIONDA POR HUSILLOS	Vo. Bo.	
	ROBOT DE 1GDL PARA EXPERIMENTACIÓN DE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE TEJIDOS		
UNIVERSIDAD DEL PAPALOAPAN			