



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica

Sección de Estudios de Posgrado e Investigación

Unidad Profesional “Adolfo López Mateos”

**“BANCO DE PRUEBAS EXPERIMENTAL PARA LA VALIDACIÓN DE UN
DISPOSITIVO DE DIÁLISIS PERITONEAL AUTOMATIZADA”**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

MAESTRO EN CIENCIAS

EN INGENIERÍA MECÁNICA

PRESENTA

ING. SERGIO RODRIGO MÉNDEZ GARCÍA

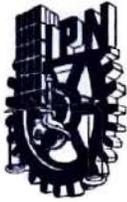
DIRECTORES DE TESIS

DR. CHRISTOPHER RENÉ TORRES SAN MIGUEL

DR. JUAN ALEJANDRO FLORES CAMPOS

Ciudad de México, Junio, de 2022





INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA DE AUTORIZACIÓN DE USO DE OBRA PARA DIFUSIÓN

En la Ciudad de México el día 03 del mes de Junio del año, el (la) que suscribe C. Sergio Rodrigo Méndez García alumno(a) del programa Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica con número de registro B201147, adscrito(a) a Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco manifiesta que es autor(a) intelectual del presente trabajo de tesis bajo la dirección de Dr. Christopher René Torres San Miguel y cede los derechos del trabajo intitulado Banco de pruebas experimental para la validación de un dispositivo de diálisis peritoneal automatizada, al Instituto Politécnico Nacional, para su difusión con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expresado del autor y/o director(es). Este puede ser obtenido escribiendo a las siguiente(s) dirección(es) de correo. smendezq1401@alumno.ipn.mx. Si el permiso se otorga, al usuario deberá dar agradecimiento correspondiente y citar la fuente de este.


Sergio Rodrigo Méndez García

Nombre completo y firma autógrafa del (de la)
estudiante

Índice General

Índice General.....	1
Índice de Figuras	3
Índice de Tablas.....	6
Nomenclatura y Simbología	6
Resumen	8
Abstract.....	1
Objetivo General.....	2
Objetivos específicos.....	2
Justificación	3
Introducción.....	4
Referencias	6
Capítulo I: Estado del arte	7
I.1 Insuficiencia renal crónica (IRC).....	8
I.2 Hemodiálisis y Diálisis	10
I.3 Diálisis peritoneal automatizada	12
I.4 Cicladoras a lo largo del tiempo.....	13
I.5 Simuladores para entrenamiento en DP	15
I.6 Validación de máquinas para diálisis automatizada	18
I.7 Máquina cicladora para Diálisis peritoneal Automatizada	21
I.8 Planteamiento del problema.....	23
I.9 Sumario	23
Referencias del capítulo I.....	24
Referencias de imágenes del capítulo I.....	25
Capítulo II: Marco teórico	27
II.1 Peritoneo.....	28
II.2 Líquido peritoneal.....	30
II.3 Funcionalidad del peritoneo	31
II.4 Periodos de intercambio automático.....	32
II.5 Movimientos del ser humano al dormir.....	32
II.6 Variables que intervienen durante la DPA	34
II.7 Robots paralelos	37

II.8 Sumario.....	40
Referencias de Capítulo II.....	40
Referencias de imágenes del Capítulo II.....	41
Capítulo III: Diseño y construcción del banco de pruebas.....	43
III.1 Estructura del banco de pruebas.....	46
I.2 Mecanismo Biela-manivela	47
III.3 Plataforma Stewart	49
III.4 Cavidad peritoneal.....	51
III.5 Programación del banco de pruebas.....	55
III.6 Diseño electrónico.....	60
III.7 Construcción y ensamblado final	62
III.6 Sumario	68
Referencias del Capítulo III	69
Referencias de Imágenes del Capítulo III	69
Capítulo IV: Resultados de pruebas	70
IV. 1 Prueba 1	72
IV. 1.1 Movimiento tipo: Ascendente/Descendente	72
IV. 1.2 Resultados Prueba 1	72
IV. 2 Prueba 2	73
IV.2.1 Movimiento tipo: Ascendente/Descendente	73
IV.2.2 Resultados Prueba 2.....	73
IV.3 Prueba 3	74
IV.3.1 Movimiento tipo: Ascendente/Descendente	74
IV.3.2 Resultados Prueba 3	74
IV.4 Prueba 4	75
IV.4.1 Movimiento tipo: Lado a lado.....	75
IV.4.2 Resultados Prueba 4.....	75
IV.5 Prueba 5	76
IV.5.1 Movimiento tipo: Lado a lado.....	76
IV.5.2 Resultados Prueba 5	76
IV.6 Prueba 6	77
IV.6.1 Movimiento tipo: Lado a lado.....	77

IV.6.2 Resultados Prueba 6	77
IV.7 Prueba 7	78
IV.7.1 Movimiento tipo: Onda	78
IV.7.2 Resultados Prueba 7	78
IV.8 Prueba 8	79
IV.8.1 Movimiento tipo: Onda	79
IV.8.2 Resultados Prueba 8	79
IV.9 Prueba 9	80
IV.9.1 Movimiento tipo: Onda	80
IV.9.2 Resultados Prueba 9	80
IV.10 Comparación de resultados	81
IV.11 Sumario	83
Conclusiones	84
Trabajos a Futuro	87
Anexos	88
ANEXO A	88
ANEXO B	90
ANEXO C	94

Índice de Figuras

Fig. I.1 Riñones dañados [I.1].	8
Fig. I.2 Tratamientos para la IRC [I.2].	9
Fig. I.3 Máquina para hemodiálisis [I.3].	10
Fig. I.4 Diálisis peritoneal continua ambulatoria [I.3].	11
Fig. I.5 Tipos de diálisis peritoneal automatizada [I.4-I.6].	12
Fig. I.6 Tambor rotatorio Kolff [I.7].	13
Fig. I.7 Platos dializante Skeggs Leonards [I.7].	13
Fig. I.8 Riñón artificial [I.7].	13
Fig. I.9 Dializador Kiil [I.7].	13
Fig. I.10 Máquina cicladora automática de DP [I.7].	14
Fig. I.11 Mini máquina de hemodiálisis [I.7].	14
Fig. I.12 Travenol RSP [I.7].	14
Fig. I.13 Homechoice clara Máquina DPA de Baxter [I.7].	14
Fig. I.14 Comportamiento del fluido en la DPCA [I.8].	15
Fig. I.15 Comparación de resultados del comportamiento del experimental y virtual del fluido en la diálisis [I.9].	16

Fig. I.16 Simulador de diálisis peritoneal en tratamiento quirúrgico [I.10].	16
Fig. I.17 Simulador de Diálisis peritoneal Nasco Healthcare [I.11].	17
Fig. I.18 Simulador en realidad virtual (VR) [I.12].	18
Fig. I.19 Validación de una máquina de diálisis miniatura portátil [I.13].	19
Fig. I.20 Conectores plásticos para diálisis peritoneal continua ambulatoria [I.14].	19
Fig. I.21 Entorno de una máquina hemodiálisis [I.15].	20
Fig. I.22 Máquina cicladora para diálisis peritoneal automatizada [I.16].	21
Fig. I.23 Bomba peristáltica vista explosionada [I.16].	22
Fig. I.24 Menú del proceso principal de la máquina cicladora para DPA [I.16].	22
Fig. II. 1 Secciones del peritoneo[II.1].	28
Fig. II. 2 Mesotelio, Intersticio y Capilares [II.2].	29
Fig. II. 3 División alternativa de órganos en el peritoneo [II.3].	30
Fig. II. 4 Circulación del líquido peritoneal [II.4].	30
Fig. II. 5 Variaciones del T.E.P. [II.5].	31
Fig. II. 6 Fases del sueño [II.6].	33
Fig. II. 7 Fuerzas de Starling esquematizadas [II.7].	35
Fig. II. 8 Diálisis peritoneal automatizada [II.8].	37
Fig. II. 9 Robot paralelo planar[II.9].	38
Fig. II. 10 Prototipo de "The agile Eye " [II.10].	38
Fig. II. 11 Plataforma Stewart controlada por pistones [II.11].	39
Fig. II. 12 Ángulos de Euler [II.12].	39
Fig. III. 1 Diagrama de flujo del proceso del banco de pruebas.	44
Fig. III. 2 Prototipo 1.0 del banco de pruebas.	46
Fig. III. 3 Estructura ensamblada de la plataforma Stewart.	46
Fig. III. 4 a) MDF de 5mm de grosor, b) Perfil de aluminio ranurado.	47
Fig. III. 5 Mecanismo biela-manivela ensamblado.	47
Fig. III. 6 Presión intraperitoneal aumenta y disminuye por inhalación y exhalación [III.1].	48
Fig. III. 7 Mecanismo-biela manivela.	48
Fig. III. 8 Análisis cinemática de plataforma Stewart.	50
Fig. III. 9 Interpretación de vectores respecto al servomotor.	51
Fig. III. 10 (a) Peritoneo parietal, (b) Peritoneo visceral, (c) Simulación de peritoneo sobre órganos, (d) Modelo propuesto en CAD.	51
Fig. III. 11 Peritoneo con órganos debajo.	52
Fig. III. 12 Diseños preliminares: a) Diseño del Peritoneo v. 1.0, b) Fig. X Diseño del Peritoneo v. 2.0, c) Fig. X Diseño del Peritoneo v. 3.0.	53
Fig. III. 13 Simulación de peritoneo en CAD [2].	53
Fig. III. 14 Pesos promedio de órganos a utilizar en cavidad peritoneal, a) Hígado, b) Estómago, c) Riñones, d) Páncreas.	54
Fig. III. 15 Circulación del fluido peritoneal [III.3].	54

Fig. III. 16 Bolsa de diálisis utilizada.....	55
Fig. III. 17 Servomotor y junta esférica con varilla de carbono ensamblada en plataforma Stewart.....	55
Fig. III. 18 Diagrama de Flujo del cambio entre ciclos.....	56
Fig. III. 19 Distribución de motores en la plataforma Stewart.....	56
Fig. III. 20 Gráfica del ciclo 1 del posicionamiento de los motores.....	57
Fig. III. 21 Gráfica del ciclo 2 del posicionamiento de los motores.....	57
Fig. III. 22 Gráfica de motores pares y Gráfica de motores impares.	58
Fig. III. 23 Gráfica del ciclo 3 del posicionamiento de los motores.....	58
Fig. III. 24 Ciclo 1 (arriba y abajo) con fotogramas, movimiento sobre el eje z.	59
Fig. III. 25 Ciclo 2 (lado a lado) con fotogramas movimiento sobre el plano xy y elevación sobre el eje z.	59
Fig. III.26 Ciclo 3 (onda) con fotogramas, movimiento sobre los 3 planos.....	59
Fig. III. 27 1) Localización de la fuente conmutada, 2) Localización de circuitería de la máquina.	60
Fig. III. 28 Circuito controlador del banco de pruebas.....	62
Fig. III. 29 Banco de pruebas ensamblado en SolidWorks®.	63
Fig. III. 30 Prueba de servomotores con ciclos de operación utilizados en las pruebas finales.	63
Fig. III. 31 Construcción de cavidad para permanencia del líquido.....	64
Fig. III. 32 Distribución de órganos del peritoneo artificial.....	64
Fig. III. 33 Ensamblado de plataforma Stewart con cavidad peritoneal.....	65
Fig. III. 34 Vista semi-frontal del ensamblado de la plataforma Stewart.....	65
Fig. III. 35 Adición del mecanismo biela-manivela.	66
Fig. III. 36 Ensamblaje parcial del banco de pruebas.....	66
Fig. III. 37 Ensamblaje final del banco de pruebas.	67
Fig. III. 38 Conexión de máquina cicladora al banco de pruebas.	67
Fig. III. 39 Vista superior de conexión de la bolsa y la máquina cicladora.	68
Fig. III. 40 Rellenado de bolsa para infusión (Reciclada para pruebas).....	68
Fig. IV. 1 Evidencias de prueba 1.	72
Fig. IV. 2 Evidencias de prueba 2.	73
Fig. IV. 3 Evidencias de prueba 3.	74
Fig. IV. 4 Evidencias de prueba 4.	75
Fig. IV. 5 Evidencias de prueba 5.	76
Fig. IV. 6 Evidencias de prueba 6.	77
Fig. IV. 7 Evidencias de prueba 7.	78
Fig. IV. 8 Evidencias de prueba 8.	79
Fig. IV. 9 Evidencias de prueba 9.	80
Fig. IV. 10 Gráfica de promedios de temperatura.	81
Fig. IV. 11 Gráfica de promedios de presión.	81
Fig. IV. 12 Desplazamiento del drenado en la bolsa de diálisis.....	82
Fig. IV. 13 Desplazamiento del llenado en el banco de pruebas.....	82

Índice de Tablas

Tabla II. 1 Organización de órganos de acuerdo con la cavidad peritoneal.	29
Tabla II. 2 Cambios habituales para diálisis peritoneal.	32
Tabla III. 1 Variables medidas durante la terapia.	45
Tabla III. 2 Posiciones del ciclo 1.	57
Tabla III. 3 Posiciones del ciclo 2	57
Tabla III. 4 Posiciones del ciclo 3.	58
Tabla IV. 1 Ciclos por prueba	71
Tabla IV. 2 Resultados de prueba 1.	72
Tabla IV. 3 Resultados de prueba 2.	73
Tabla IV. 4 Resultados de prueba 3.	74
Tabla IV. 5 Resultados de prueba 4.	75
Tabla IV. 6 Resultados de prueba 5.	76
Tabla IV. 7 Resultados de prueba 6.	77
Tabla IV. 8 Resultados de prueba 7.	78
Tabla IV. 9 Resultados de prueba 8.	79
Tabla IV. 10 Resultados de prueba 9.	80
Tabla IV. 11 Promedio de valores durante las pruebas.	81

Nomenclatura y Simbología

- DPA – Diálisis Peritoneal Automatizada.
- CAD – Computer aided design – Diseño asistido por computadora.
- HMI – Human machine interfaz – Interfaz humano máquina.
- IRC – Insuficiencia renal crónica.
- USD – United States Dollar – dólares estadounidenses.
- DP – Diálisis peritoneal.
- DPCA – Diálisis peritoneal continua ambulatoria.
- DPCC – Diálisis peritoneal continua con cicladora.
- DPI – Diálisis peritoneal intermitente.
- DPIN – Diálisis peritoneal intermitente nocturna.
- DPT – Diálisis peritoneal Tidal.
- pH – Potencial de hidrógeno para medir grado de acidez de una sustancia.
- TEP – Test de equilibrio peritoneal.
- REM – Rapid eye movement - movimiento rápido del ojo.
- PIP – Presión intraperitoneal.
- VIP – Volumen intraperitoneal.

- IMC – Índice de masa corporal.
- PLMS – Periodic limb movements of sleep - Movimientos periódicos de las extremidades durante el sueño.
- MDF – Medium density fibreboard - tablero de fibras de media densidad.
- CPA – Cavidad peritoneal artificial.
- LCD – liquid crystal display - pantalla de cristal líquido.
- α – aceleración.
- v – velocidad.
- r – distancia.
- ω – velocidad angular.
- \times – producto cruz.
- $\vec{}$ – indicador de vector.
- \cdot – producto punto.
- θ – ángulo de rotación.
- φ – ángulo de rotación.
- ψ – ángulo de rotación.
- L – litros.
- mL – mililitros.
- m – metros.
- cm – centímetros.
- min – minutos.
- s – segundos.
- kg – kilogramos.
- V – volts.
- A – amperes.
- W – watts .
- kPa – kilopascales.
- cmH₂O – centímetros columna de agua.
- °C – grados Celsius.
- VCA – voltaje de corriente alterna.

Resumen

El objetivo del trabajo es diseñar y construir un banco de pruebas que permita validar una máquina para diálisis peritoneal, por lo que se abordan las diferentes problemáticas con respecto a los antecedentes de este tipo de máquinas. Para así, lograr entender los avances significativos que se han desarrollado a lo largo del tiempo, y de este modo, lograr obtener los mejores resultados para la investigación y desarrollo del proyecto. La metodología empleada se considera experimental ya que la hipótesis establecida se logrará cumplir o no conforme a los resultados que el proyecto arroje, y a su vez las mejoras del banco de pruebas se realizan conforme las necesidades se presentan. Los resultados entonces permiten establecer la validación de la máquina empleada en la terapia de diálisis, con gráficas presentadas, tablas de registro de datos de las pruebas realizadas, e incluso análisis de comportamiento durante cada prueba. Por último, el correcto uso del banco de pruebas permitirá establecer puntos de partida para el avance a la siguiente etapa en el desarrollo de sistemas que permitan establecer la fiabilidad de máquinas de este ámbito y así lograr mejorar la producción de estas.

Abstract

The principal objective of this research is to design and build a testbed that validates a machine for automated peritoneal dialysis, so the different problems regarding the background of this type of machine are presented. In order to understand the significant advances that have been developed over time, and to obtain the best results for the research and development of this project. The methodology used is considered experimental because of the hypothesis established, it will be fulfilled or not according to the results that the project obtains, and the improvements of the testbed are carried out according to the needs that arise. The results then allow to establish the validation of the machine used in dialysis therapies, with graphs presented, data recording tables of the tests performed, and even analysis of behavior during each test. Finally, the correct use of the testbed will allow establishing starting points for the next stage in the development of systems that bring the reliability of machines in this field and thus improve their production.

Objetivo General

- Diseñar y construir un banco de pruebas para la validación de una máquina de diálisis peritoneal

Objetivos específicos

- Desarrollar una investigación del estado del arte, así como el marco teórico que engloba al proyecto
- Diseñar plataforma Stewart en SolidWorks
- Diseñar circuito de control para HMI de la máquina
- Diseñar peritoneo artificial en SolidWorks
- Construir el prototipo experimental y funcional del banco de pruebas
- Medir las variables de presión, temperatura y flujo con el banco de pruebas
- Realizar pruebas del banco de pruebas por separado y registrar los resultados
- Realizar pruebas del banco de pruebas en conjunto con la máquina cicladora.

Justificación

Hoy en día, la tecnología permite resolver problemas que anteriormente no tenían soluciones efectivas, en cuestión de enfermedades como la insuficiencia renal crónica (IRC) se han creado dispositivos que ayudan a mejorar la calidad de vida de los pacientes, permitiendo ampliar el campo de mejoras en los tratamientos y presentarlos ante la sociedad para su implementación, pero, a pesar de ello, se necesitan respaldos estadísticos que permitan representar su confiabilidad, por esta razón se crean los bancos de pruebas y el presente trabajo desarrolla un espacio en donde se validan los datos de operación y de esta forma asegurar que la máquina cicladora conectada no representará ningún riesgo para el paciente que realiza la diálisis peritoneal automatizada (DPA).

Introducción

A lo largo del tiempo, las enfermedades del ser humano han evolucionado y esto ha generado cambios en la esperanza de vida para diferentes comunidades alrededor del mundo, pero, debido al desarrollo industrial y las nuevas tecnologías que permiten tratar dolencias, la esperanza de vida ha incrementado significativamente [I]. Tal es el caso de las enfermedades renales que tiene una presencia estimada del 13,4% a nivel mundial y en los últimos años se ha calculado un incremento debido a la gran cantidad de pacientes con enfermedades como hipertensión, diabetes y obesidad [II]. Una enfermedad renal se enfoca en el mal funcionamiento de los riñones, lo que significa que estos ya no realizan su trabajo, el cual es la limpieza de la sangre en cada persona, además de controlar la presión arterial y mantener los huesos fuertes y sanos [III]. En Latinoamérica, la enfermedad renal crónica (ERC) es una de las principales causas en la baja esperanza de vida de las personas con los padecimientos mencionados, México, al ser el segundo país con mayor índice de obesidad en su población, tiene una mayor posibilidad de desarrollar enfermedades de este tipo [IV]. En el 2017 se registró un porcentaje del 12.2% de la población y 51.4 muertes por cada 100 mil personas que además tiene una gran demanda de atención médica y genera un mayor impacto en la economía de los pacientes con esta enfermedad se estima que el costo anual es por menos 9,091 USD en el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) [V].

Desde el siglo pasado, los tratamientos para la ERC han tenido avances a lo largo del tiempo, lo que ha permitido desarrollar algunas alternativas de solución y de esta forma combatir la enfermedad, las terapias son principalmente dos, la hemodiálisis y la diálisis. La hemodiálisis es un tratamiento sustitutivo que filtra los desechos de la sangre de la misma forma que lo hacían los riñones cuando estaban sanos, esta acción la realiza un aparato llamado dializador y es externo al organismo, regula el flujo sanguíneo. para que pueda introducirse de nuevo en el cuerpo [VI]. Por otro lado, la diálisis peritoneal es un tratamiento que se practica en la cavidad peritoneal, la cual se llena con líquido de diálisis para que pueda limpiar todas las impurezas de la zona y sacarlas de forma similar a la infusión [VII] . Existen distintas formas de realizar la diálisis peritoneal (DP), pero gracias al desarrollo de nuevas tecnologías, se desarrolló una forma automatizada de practicarla, es más sencilla y se le conoce como Diálisis peritoneal automatizada (DPA) [VIII]. Debido a los incrementos mencionados en la alta demanda de los tratamientos para las terapias de ERC, se desarrollaron dispositivos que realizan el tratamiento, pero son costosos debido a los materiales utilizados por lo que existe la necesidad de crear tecnologías más accesibles [IX].

Como antecedente para el banco de pruebas, existen controladores para los manipuladores de robots que resultan ser la mejor manera de alcanzar ciertos movimientos en lapsos de tiempo específicos con una alta precisión por ejemplo el uso de controladores PID [X] o incluso para la creación de algoritmos que mejoren los movimientos de un manipulador e imite una acción particular del cuerpo [XI], para realizar los experimentos con robots

paralelos existen programas que simplifican los movimientos para mejorar la comprensión mediante sus elementos más básicos[XII].

Es importante mencionar que cuando existe un movimiento que requiere un cierto número de actuadores y el manipulador tiene más grados de libertad de los requeridos se le denomina manipulador/robot redundante [XIII], la definición de redundancia suele confundirse porque el significado es “más de lo necesario”, por lo que hay dos formas en los mecanismos para explicar esto, como cinemática y actuación [XIV], incluso para la mejora de los robots redundantes la forma de analizarlos es desde la vista cinemática hasta el actuador porque la cinemática llega a interferir en la selección de los actuadores, para decidir si el robot se categorizará como robot redundante o hiperredundante [XV].

Con esa premisa, diferentes proyectos apuntan a la optimización y la mejora de dispositivos similares que realicen las funciones requeridas para la diálisis, pero con un menor costo y de manera simplificada.

La implementación del banco de pruebas permite dar confiabilidad al funcionamiento de los dispositivos, por lo que es necesario que los escenarios sean lo más parecidos a la realidad, con la finalidad de que se puedan emular movimientos que realizan las personas durante la terapia y así mejorar la posibilidad de una evaluación real para la nueva tecnología, el punto principal a probar es no dañar al paciente, por ejemplo, no causar una peritonitis al elevar la presión dentro del abdomen.

De esta manera el uso de una plataforma Stewart otorga movimientos a un peritoneo artificial que mide los niveles dentro de sí mismo durante la terapia de DPA.

Por esta razón, en el presente trabajo se desarrolla un banco de pruebas que permita validar la funcionabilidad de la máquina con registros de operación y resultados comparados con los parámetros que debe cumplir para no provocar complicaciones durante y después del tratamiento.

En el capítulo 1, se presenta la definición y los antecedentes de la insuficiencia renal crónica, además se presenta una investigación en los tratamientos sustitutivos que permiten mantener la enfermedad a raya, así como la evolución de los mismos, enfocados a los tratamientos de diálisis peritoneal automatizada y las invenciones que han permitido llegar a este avance, por último, se presentan antecedentes de la validación de dispositivos relacionados, así como los simuladores ya conocidos en otras investigaciones.

En el capítulo 2, se sintetizan las características del peritoneo y todas las propiedades básicas de su funcionamiento, partes y constitución, para analizar el desarrollo de los diseños presentados más adelante y lograr una mayor similitud en la realización de las pruebas, también se añaden perturbaciones conocidas que pueden afectar al desarrollo del tratamiento y son de vital importancia para no llegar a un padecimiento extra como puede ser peritonitis.

En el capítulo 3, se presenta el diseño y la construcción del banco de pruebas, así como parámetros que se deben cumplir por parte de los materiales para evitar fallas durante las pruebas realizadas en conjunto con la máquina cicladora.

En el capítulo 4, se muestran los resultados obtenidos de las pruebas hechas de acuerdo con los tiempos de terapia normales para la máquina cicladora y se muestra el análisis de cada etapa.

En el capítulo 5, se concluye si el banco de pruebas permite validar a la máquina cicladora y qué posibles mejoras se detectaron durante el desarrollo de las pruebas en tiempo real de terapia.

Referencias

- I. Max Roser, E. O.-O. (2013). OurWorldInData.org. Recuperado de: OurWorldInData.org: <https://ourworldindata.org/life-expectancy#citation>
- II. Ji-Cheng Lv, L.-X. Z. (09 Agosto 2019). National Library of Medicine. Recuperado de: National Library of Medicine: https://doi.org/10.1007/978-981-13-8871-2_1
- III. Diseases, N. I. (Junio 2018). Niddk. Recuperado de: <https://www.niddk.nih.gov/health-information/kidney-disease/kidneys-how-they-work>
- IV. Barrera, S. M. (04 March 2021). Consultor salud. Recuperado de: Consultor salud: <https://consultorsalud.com/3-paises-latinoamericanos-prevalencia-obesidad/>
- V. CENIDSP. (26 Agosto 2020). INSP.mx. Recuperado de: INSP.mx: <https://www.insp.mx/avisos/5296-enfermedad-renal-cronica-mexico.html>
- VI. Diseases, N. I. (Enero 2018). Niddk. Recuperado de: <https://www.niddk.nih.gov/health-information/kidney-disease/kidney-failure/hemodialysis>
- VII. Diseases, N. I. (Enero 2018). Niddk. Recuperado de: <https://www.niddk.nih.gov/health-information/kidney-disease/kidney-failure/peritoneal-dialysis>
- VIII. Paula Mejía Navasa, M. P. (17 Septiembre 2019). Nefrología al día. Recuperado de: <https://www.nefrologiaaldia.org/es-articulo-indicaciones-modalidades-dialisis-peritoneal-229>
- IX. M., A. A. (17 Abril 2017). El economista. Recuperado de: <https://www.economista.com.mx/opinion/La-disputa-por-las-DPA-20170417-0005.html>
- X. A. Perrusquía, J. A. Flores-Campos and C. R. Torres-San-Miguel, "A Novel Tuning Method of PD With Gravity Compensation Controller for Robot Manipulators," in IEEE Access, vol. 8, pp. 114773-114783, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3003842.
- XI. Leal-Naranjo, José-Alfredo et al. Multi-objective optimization of a parallel manipulator for the design of a prosthetic arm using genetic algorithms. Latin American Journal of Solids and Structures [online]. 2018, v. 15, n. 3 [Accesado en 13 Diciembre 2021] , e26. Disponible en : <<https://doi.org/10.1590/1679-78254044>>. Epub 14 May 2018. ISSN 1679-7825. <https://doi.org/10.1590/1679-78254044>.
- XII. A. Perrusquía, J. A. Flores-Campos, C. R. Torres-Sanmiguel and N. González, "Task Space Position Control of Slider-Crank Mechanisms Using Simple Tuning Techniques Without Linearization Methods," Accesado en IEEE, vol. 8, pp. 58435-58442, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2981187.
- XIII. Chiaverini, Stefano & Oriolo, Giuseppe & Maciejewski, Anthony. (2016). Redundant Robots. 221-242. 10.1007/978-3-319-32552-1_10.
- XIV. Conkur, E., & Buckingham, R. (1997). Clarifying the definition of redundancy as used in robotics. Robotica, 15(5), 583-586. doi:10.1017/S0263574797000672
- XV. Marcos, Maria & Tenreiro Machado, José & Azevedo Perdicoulis, Teresa. (2011). Evolutionary Trajectory Optimization for Redundant Robots. Nonlinear Science and Complexity. 10.1007/978-90-481-9884-9_40.

Capítulo I: Estado del arte



Resumen

El presente capítulo describe el estado del arte del proyecto enfocado a las tecnologías que se han desarrollado para el tratamiento de las enfermedades renales crónicas y además indica las ventajas y desventajas de los tratamientos principales, para así lograr definir el planteamiento del problema con los antecedentes establecidos.

I.1 Insuficiencia renal crónica (IRC)

La función principal de los riñones es filtrar la sangre, eliminan desechos y excesos de agua para transformarse en orina, además ayudan a regular la presión arterial y producen hormonas, cuando se dañan ya no son capaces de realizar su función a esto se le conoce como enfermedad renal crónica, como consecuencia se acumulan los desechos en el cuerpo y tiene repercusiones graves para la salud, esto ocurre principalmente en pacientes con enfermedades tales como la diabetes o la hipertensión arterial.



Fig. I.1 Riñones dañados [I.1].

I.1.1 Antecedentes

Se tienen registros de antecedentes incluso desde la época egipcia y griega, en donde se realizaron las primeras observaciones a los cambios en las características físicas de la orina de las personas, lo cual desencadenaba el brote de enfermedades.

No obstante, no es sino hasta siglos después que se comenzaron a dar testimonios sobre este tipo de padecimientos y sus posibles causas, durante la guerra de los 7 años, se presentó un documento por parte del cirujano Christopher Warwick en donde describe un procedimiento para tratar la ascitis, que es la acumulación de líquido en el abdomen, más específicamente en el área peritoneal, en este se menciona que con el uso de una especie de catéter, logró drenar este líquido del paciente introduciendo también agua de Bristol y licor. [I.1]

De esta manera, se observa que, con el paso del tiempo, las personas se adentran cada vez más a la solución de distintos padecimientos, de formas poco convencionales para su época, por ejemplo, al continuar sus estudios del procedimiento que empleo, decidió hacer ciertos ajustes en la solución que utilizó observando así que una concentración más elevada de la misma producía mejores resultados, incluso eliminando en cierto porcentaje los residuos.

Más adelante, George Ganter publicó un trabajo en el que describe detalladamente una forma de eliminar ciertas toxinas en la sangre, las cuales son productos de condiciones

patológicas que tienen conexiones con los estados anémicos que presentaban los pacientes. [I.2]

Poco a poco, se introdujo el concepto de insuficiencia renal crónica (IRC) y debido a este problema, durante periodos de guerra se presentaron más y más casos de personas que padecían esta enfermedad, por ello, los avances en tecnología permitieron crear tratamientos para poder aumentar la esperanza de vida.

Dentro de los avances que se han presentado con respecto a la IRC, se han determinado síntomas que permiten una detección temprana de problemas renales, por ejemplo: náuseas, vómito, pérdida de apetito, fatiga, debilidad, dificultad para dormir, cambio en volumen de orina, espasmos, hinchazón de pies, picazón constante, dolor de pecho, falta de aire y presiones arteriales altas [I.3].

En los últimos años, se ha detectado un crecimiento en el desarrollo de este tipo de enfermedades, por lo que, al realizar estudios para determinar las causas más probables, se obtuvieron: Diabetes, presión arterial alta, inflamaciones de riñones, obstrucción de vías urinarias, reflujo vesicoureteral, infecciones renales.

Al tratarse de México, un país en donde se tiene gran población con sobrepeso y obesidad ha permitido que esta enfermedad se presente con mayor frecuencia en sectores de la población. Por lo tanto, se deben extremar precauciones en los cuidados personales, ya que no hacerlo conduce a consecuencias graves y si existe una causa probable de este tipo de enfermedades, la recomendación es acudir a un médico para recibir orientación y mejorar así la salud. El poseer IRC, puede desembocar en problemas tales como: retención de líquidos, aumento de potasio en la sangre, enfermedades cardiacas, debilitación de los huesos, anemia, daño al sistema nervioso e inmunológico, daños en los riñones, etc. [I.4]

Actualmente, existen tratamientos que permiten combatir estas enfermedades, que, de acuerdo con la gravedad del problema, es la dirección que se decide tomar.

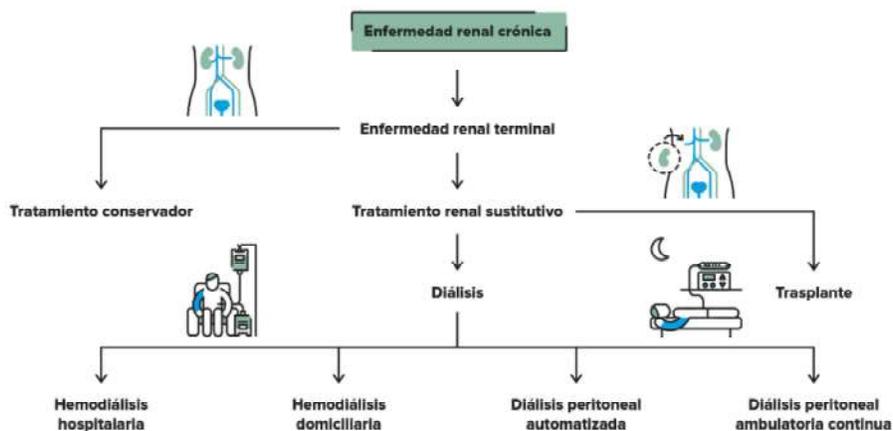


Fig. 1.2 Tratamientos para la IRC [I.2].

Los tratamientos conservadores, son utilizados en condiciones normales y de bajo riesgo, ya que aún no presentan una complicación tan alta para la persona, puede que aun este a tiempo de cambiar sus hábitos para mejorar su salud.

En cambio, de ser riesgo medio, mayor, o tener otras consideraciones, se encuentran tratamientos sustitutivos e incluso un trasplante de riñón, por diversas cuestiones, la opción más utilizada es el tratamiento renal sustitutivo que permite entender de otra forma a la enfermedad.

I.2 Hemodiálisis y Diálisis

Existen dos tipos, la hemodiálisis y la diálisis, cuya diferencia principal es que la hemodiálisis depura de manera externa y la diálisis de manera interna.

Propiamente, la hemodiálisis es un procedimiento de depuración sanguínea extracorpórea en donde se extrae la sangre y pasa por un filtro que permite interactuar con un líquido dializado para de este modo regresar al paciente ya libre de impurezas, debido a las implicaciones que pueden ocurrir en el proceso, no es muy recomendable hacerlas en domicilio, por lo que, en su mayoría, los pacientes asisten al hospital para realizarlas.



Fig. 1.3 Máquina para hemodiálisis [1.3].

La función de la máquina es simplemente extraer la sangre, limpiarla y regresarla al paciente, como se explicó anteriormente.

Las ventajas que tiene el optar por una hemodiálisis son:

- El tratamiento es atendido por personal de salud.
- Solo mantienes contacto con otros pacientes que también requieran el tratamiento y con el personal médico.
- Los pacientes tienen citas normalmente 3 veces a la semana y los demás días son de descanso.
- No necesitan cargar equipo o suministros a su casa.

- En una emergencia el personal médico se encuentra accesible e inmediato.

Las desventajas de este tratamiento son:

- Debes ir al centro de diálisis al menos tres veces a la semana.
- Los pacientes no siempre pueden ser agendados para sus citas.
- Es necesario crear un acceso de forma permanente para realizar el tratamiento.
- El acceso mencionado conlleva el riesgo de infectarse o permitir que virus se propaguen.
- Se necesita una dieta estricta con restricciones en fluidos.

De esta forma, la hemodiálisis puede ser una buena opción para algunas personas, pero no siempre será el caso [I.5]. Por esta razón existe otro tratamiento para la IRC, llamado diálisis.

La diálisis por definición es un tratamiento que filtra la sangre y la limpia por medio de la membrana natural llamada peritoneo, que permite realizar la misma función que la hemodiálisis solo que sin salir del cuerpo, ya que se introduce el líquido dializante a través de un catéter en la cavidad peritoneal previamente insertado y una vez transcurrido el tiempo determinado para la depuración, se procede a extraer el líquido del peritoneo.

Con este método, existen dos formas de realizar los cambios del líquido dializante, uno es de forma manual, con el paciente realizando de entre 2 a 5 cambios al día, y la otra es de forma automática con ayuda de una cicladora, por lo que es necesario adaptar un cuarto estéril para evitar cualquier riesgo en el paciente.

Los ciclos de trabajo dependerán del volumen infundido en las personas.



Fig. I.4 Diálisis peritoneal continua ambulatoria [I.3].

Las ventajas de este tratamiento son:

- Tiene una terapia constante, que es casi la misma función que los riñones deberían hacer.
- No se necesita jeringas para el tratamiento.
- No es necesario ir a ningún centro de diálisis ya que se adapta en casa.
- Pueden existir horarios más flexibles.

- La dialización puede estar activa cuando el paciente duerme.
- No hay restricciones para salir de casa.

Las desventajas son:

- Requiere ser un realizado toda la semana en casa.
- Un catéter es instalado de forma permanente
- Las personas suelen subir de peso.
- Existen riesgos de infección o incluso de una peritonitis.
- Suele requerirse un espacio para guardar los suministros a usar.
- Debe ser cuidadoso y entrenarse para realizar este tratamiento de forma adecuada.

Con la diálisis peritoneal, se crea un panorama más amplio para los pacientes ya que existen diferentes métodos para realizarlas, el más actual es la Diálisis peritoneal automatizada (DPA) [I.6].

I.3 Diálisis peritoneal automatizada

A diferencia de la DP, la diálisis peritoneal automatizada, requiere de una cicladora que permita realizar un número variable de intercambios, normalmente en la noche cuando se encuentra dormido el paciente.

En esta variación existen dos clasificaciones más que son, la intermitente y la continua, en la primera, existen periodos de tiempo donde no hay líquido dializante en el peritoneo y en la segunda el líquido se mantiene durante todo el día.

A su vez se clasifican en el siguiente esquema:

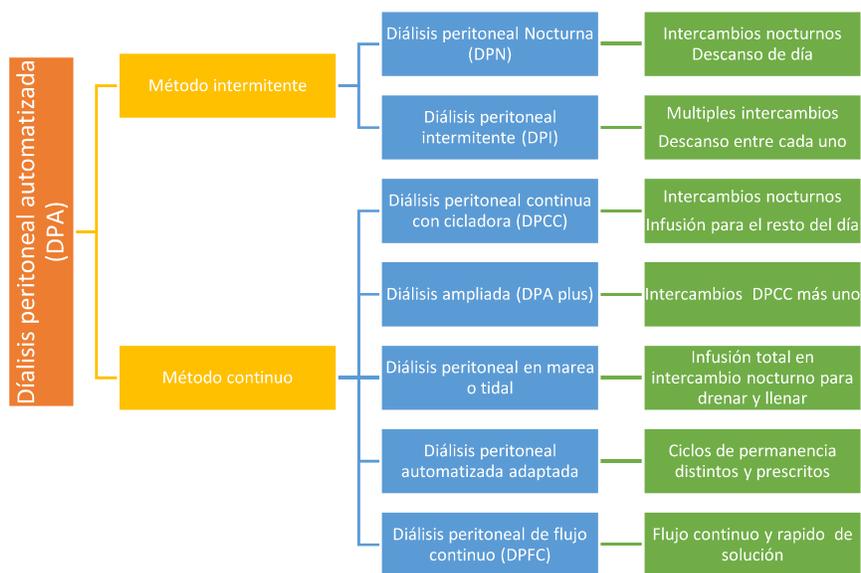


Fig. I.5 Tipos de diálisis peritoneal automatizada [I.4-I.6].

I.4 Cicladoras a lo largo del tiempo, tipos

La máquina cicladora actual no llegó a ser de un momento a otro, paso por mejoras, transformaciones, ajustes e implementaciones de tecnologías lo largo del tiempo [I.7].



Fig. 1.6 Tambor rotatorio Kolff [I.7].

Skeggs y Leonards, construyeron el primer riñón de flujo paralelo que tenía como objetivo resistir el flujo de la sangre y además que su superficie pudiera ser ajustada.



Fig. 1.7 Platos dializante Skeggs Leonards [I.7].



Fig. 1.8 Riñón artificial [I.7].

Es un tipo de membrana en sándwich que permite dirigir la sangre a través de las capas de la membrana y el dializante las envuelve en direcciones opuestas para poder bombear la sangre con su misma presión.

Este riñón artificial se construyó para reducir la cantidad de sangre que se necesita para bombear.

El dializante va dentro del tubo mientras la sangre cae en cascada por la membrana



Fig. 1.9 Dializador Kiil [I.7].



Fig. I.10 Máquina cicladora automática de DP [I.7].

De los primeros dispositivos automáticos de diálisis peritoneal, en donde se utiliza un temporizador ciclador para medir el fluido que entra y sale de la cavidad peritoneal y un calentador para aumentar la temperatura del fluido y drenar la cantidad medida.

Es una máquina creada principalmente para aeronaves y fue comercializada posteriormente para el hogar.



Fig. I.11 Mini máquina de hemodiálisis [I.7].



Fig. I.12 Travenol RSP [I.7].

Es un sistema móvil de diálisis el cual fue usado en hospitales y casas para realizar los tratamientos, por medio de 120 litros de agua y de concentrado dependiendo de la condición del paciente.

Con los antecedentes ya presentados, se observan los pequeños avances en algunos periodos y más grandes en otros, así continúa evolucionando la tecnología hasta el presente para poder realizar las operaciones con una máquina más pequeña



Fig. I.13 Homechoice clara Máquina DPA de Baxter [I.7].

I.5 Simuladores para entrenamiento en DP

Existen trabajos, que simulan las características de la cavidad peritoneal, para saber cómo se comporta el fluido al momento de ser trasladado, esto lo logran analizando el comportamiento de la membrana peritoneal, las características de presión que pueden existir dentro de la misma, asumiendo que la diferencia entre cada paciente, es mínima y con la tolerancia suficiente para poder crear un modelo no estándar pero si generalizado, con posibilidades de modificarse debido a conocimientos de variación de glucosa, en las concentraciones del líquido dializante, también al cambiar los radios de los orificios por el cual circula el líquido y algunos otros parámetros que presentan una variación notable [I.8].

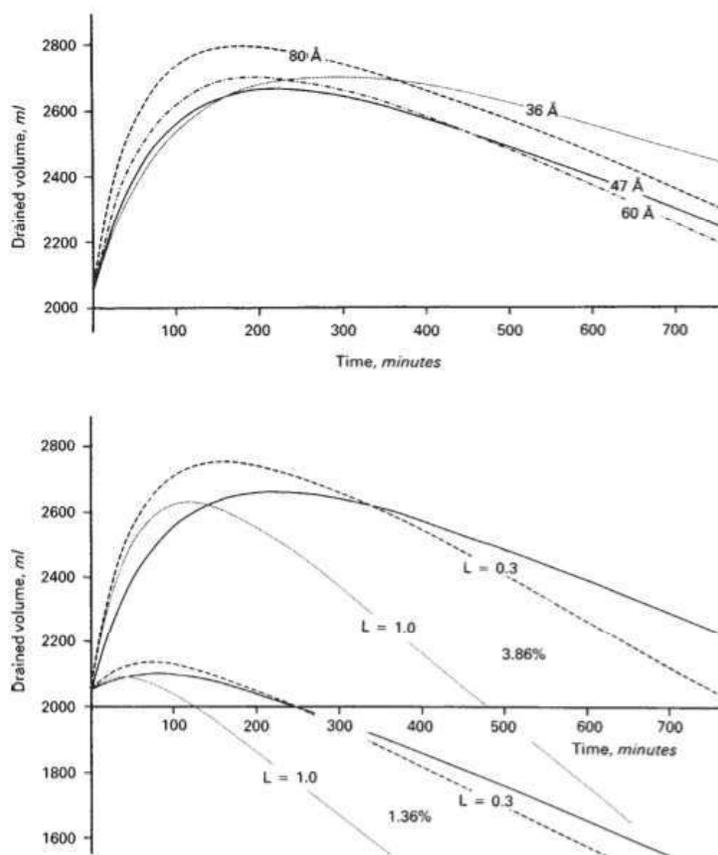


Fig. I.14 Comportamiento del fluido en la DPCA [I.8].

Se pueden obtener diferentes análisis y conclusiones, que permiten determinar la cantidad necesaria de líquido dializante que puede circular y qué concentraciones aproximadas deben tener de ciertos elementos y las variaciones que existan pueden ser muy pequeñas o grandes en cuanto al modelo planteado, se debe tener precauciones al momento de definirlo. La tecnología ha permitido mejorar el entendimiento de diferentes aspectos de la vida diaria, el ramo de la medicina, no es la excepción, el diseño de un modelo que permita observar el comportamiento de varios aspectos de manera virtual en un paciente, abre

nuevas posibilidades del alcance que se pueda tener en el desarrollo de soluciones mejor panificadas para evitar cualquier accidente en esos mismos, los modelos propuestos son muy acertados comparándolos con los resultados experimentales [I.9].

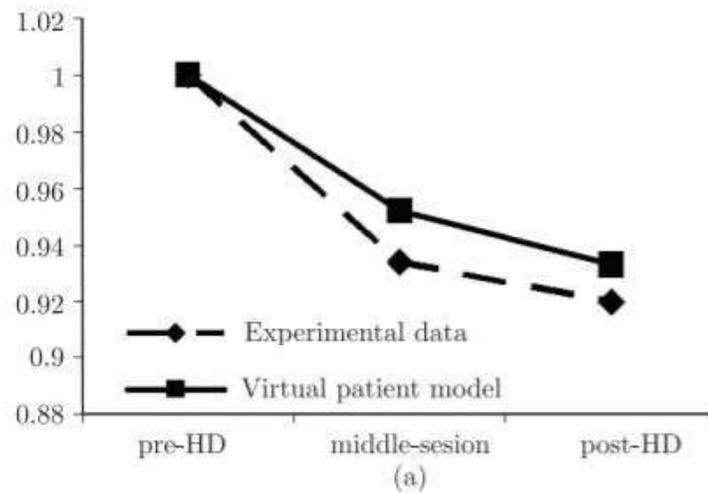


Fig. I.15 Comparación de resultados del comportamiento del experimental y virtual del fluido en la diálisis [I.9].

Con este tipo de avances, es posible generar aproximaciones tales que las modificaciones o creaciones de nuevos procedimientos puedan ser realizadas sin necesidad de utilizar pacientes de prueba como se hace actualmente en algunos casos.

Aunque la precisión con la que se modelen los procesos dependerá de la eficiencia o calidad de tecnología que tengamos a la mano para poder simular correctamente los problemas y que realmente se asemejen a los problemas reales.

Otro tipo de avances reconocidos son del tipo físicos, en Japón la diálisis peritoneal presenta complicaciones para algunos nefrólogos en cuanto a la práctica de la inserción del catéter, por lo que se optó por proporcionar el uso de simuladores de DP para que puedan adquirir experiencia en el procedimiento, estos simuladores son paredes peritoneales de cerdos acoplados a maniqués de resina [I.10].



Fig. I.16 Simulador de diálisis peritoneal en tratamiento quirúrgico [I.10].

Como ventaja principal del simulador, es que los nefrólogos tendrán una mayor oportunidad de practicar esta inserción y reducir las fallas durante procedimientos quirúrgicos. Pero, aunque se asemeje la constitución de la pared abdominal a la de los humanos, no dejan de ser partes de animales que ya en la práctica existen diferencias que pueden provocar algún cambio, en el desarrollo de los tratamientos.

Otro trabajo más comúnmente usado es el “*Simulador de diálisis peritoneal de Nasco Healthcare*” el cual se trata de un dispositivo que permite brindar la oportunidad para practicar a las personas los procedimientos básicos para la diálisis peritoneal, simulando la parte abdominal de un cuerpo humano con una conexión que permite ser usada con las bolsas de diálisis para poner en práctica los correctos cuidados que se deben tener al momento de realizarla [I.11].



Fig. I.17 *Simulador de Diálisis peritoneal Nasco Healthcare* [I.11].

Este dispositivo permite poner en práctica sin riesgo alguno con los pacientes los métodos para el cuidado y realización de la diálisis peritoneal.

Es un muñeco funcional hasta cierto punto, debido a que no contiene la sensibilidad de una persona, en otras palabras, solo es una simulación, no posee características más acordes al verdadero funcionamiento del área, pero cumple su propósito.

La tecnología avanza cada vez más, como resultado de esto, las ideas resultan más innovadoras en la investigación, tanto que ahora la revolución de la realidad virtual ya es un hecho, y esto permite crear plataformas virtuales con entornos en donde se puedan realizar actividades que en la vida cotidiana necesitan de dispositivos muy costosos, no solo para simular entornos de videojuegos.

Tal es el caso de los dispositivos una “*Simulación en realidad virtual para entrenamiento de diálisis peritoneal*” la necesidad antes mencionada de crear medios más dinámicos para la correcta realización de actividades propone el desarrollo de un entorno virtual para el entrenamiento en la conexión de dispositivos de DPA.

La idea de utilizar métodos actuales para lograr un mejor entendimiento en las personas con un simulador de realidad virtual se acerca bastante a lo que se desea en este tipo de entrenamientos, ya que la manipulación completa y “presencial” de elementos virtuales permite además de una gran disminución de costos, la introducción de este tipo de simulaciones a las áreas médicas y de esta manera incrementar la eficiencia de dichos entrenamientos, ya que se han realizado estudios que demuestran un avance significativo en el entendimiento con ayuda de este tipo de tecnologías [I.12].

Es una manera efectiva de aprender estos procedimientos y con situaciones importantes como una pandemia, resulta una buena alternativa para la enseñanza y práctica a distancia.

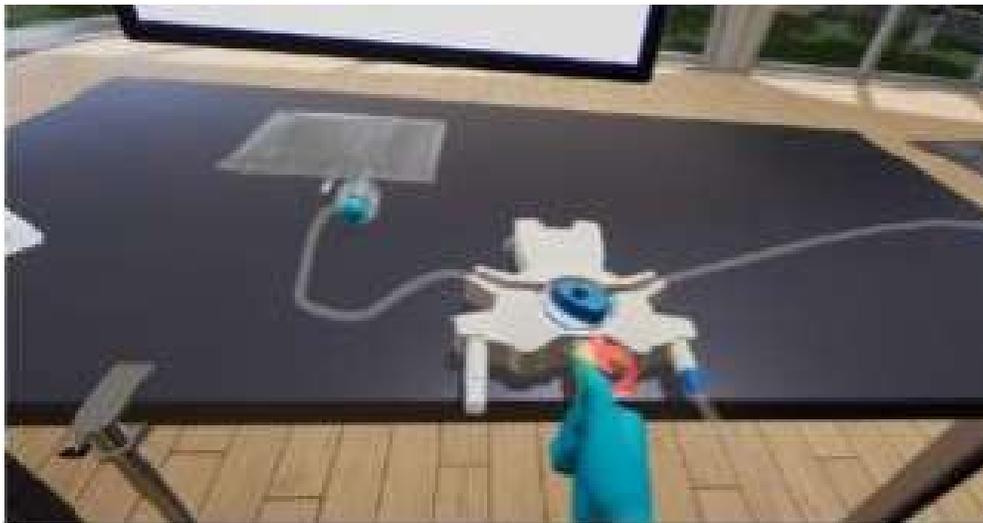


Fig. I.18 Simulador en realidad virtual (VR) [I.12].

I.6 Validación de máquinas para diálisis automatizada

En la actualidad, existen diferentes máquinas para diálisis peritoneal, que son reconocidas y cuentan con una validez oficial, en cambio, dispositivos que no están regulados requieren de validaciones para demostrar que son capaces de realizar los procedimientos sin alteraciones dañinas, además de ser necesarios permisos que se obtienen al certificar su seguridad y verificar que cumple con los parámetros requeridos para los tratamientos.

Debido a que hay diferentes ideas en marcha con respecto a este tipo de máquinas, surge la necesidad de la validación de estos dispositivos, tal es el caso de una máquina portátil para la diálisis la cual fue desarrollada para comodidad y transportabilidad de los pacientes, para de este modo poder trabajar fuera de casa sin la necesidad o preocupación de tener que regresar a realizar el tratamiento o por algún requerimiento de mantener constante la dialización [I.13].



Fig. I.19 Validación de una máquina de diálisis miniatura portátil [I.13].

De la misma forma, en computación, la tecnología ha implementado programas que permiten desarrollar de manera automática los cálculos requeridos para los índices de eficiencia de la diálisis y mejorar la forma en que se dosifican las cantidades para poder lograr el mejor resultado, con modelos de control matemáticos que permiten calcular hasta disminuir el error de los balances en los cálculos, debido a esto, la validación de estos programas de cómputo se realiza con una comparación en historias clínicas conocidas y de esta forma se verifica que realmente existe una optimización en el resultado [I.14].

Las comprobaciones matemáticas son un buen medio de validación para elementos que requieren un análisis detallado, pero en la práctica se requiere más que una simulación por computadora, es decir, resultados reales y comprobables a través de elementos que permitan determinar los valores deseados, tal es el caso en el diseño de máquinas o dispositivos para un fin específico y que pueden aportar mejoras o compatibilidades entre ellos para asegurar su eficacia.

Para ello se utilizan sensores en bancos de pruebas que arrojen resultados medidos en diferentes casos, de esta forma, crear antecedentes que permitan validar los dispositivos creados [I.15].

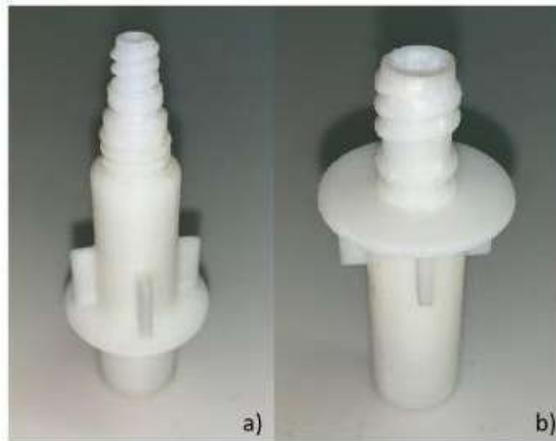


Fig. I.20 Conectores plásticos para diálisis peritoneal continua ambulatoria [I.14].

No solo en la diálisis peritoneal se ha incrementado la creación de dispositivos que permitan realizarla, también para hemodiálisis, de la misma forma, se requieren pruebas para validar su funcionalidad, por lo que es común que existan registros de pruebas exitosas

y los métodos para realizarlas e incluso reportar artículos en torno a su validación, para demostrar la efectividad del dispositivo, en este caso, con índices ya conocidos que permitan determinar el nivel de precisión de la máquina [I.16].

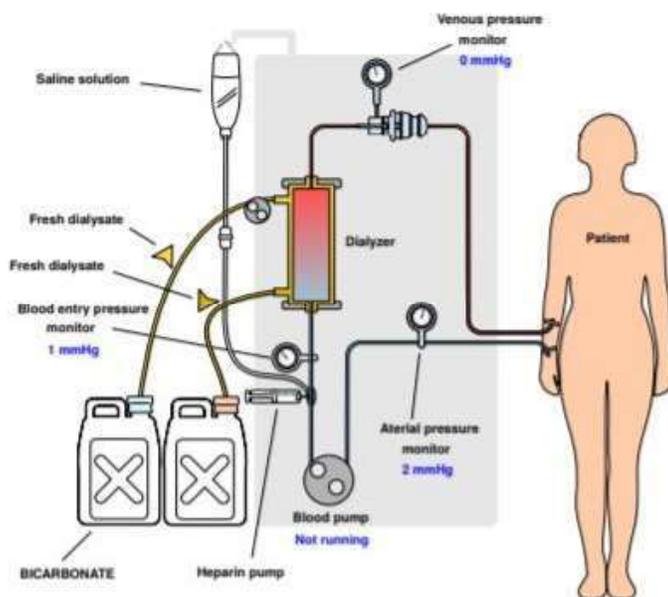


Fig. I.21 Entorno de una máquina hemodiálisis [I.15].

Equipos de prueba (de glucosa, presión arterial, ultrafiltraciones, solutos, KT/V, aclaramiento renal y peritoneal, test de equilibrio peritoneal.)

Las pruebas que se registran en la presentación de nuevas tecnologías permiten brindar mayor confianza para su implementación en personas, anteriormente los dispositivos que permitían determinar los índices del cuerpo humano fueron los principales para detectar las variaciones dentro del organismo y son los llamados “testers”.

Dentro de esta clasificación se encuentran los dispositivos que permiten determinar los niveles de glucosa, presión arterial, pH, e incluso y más novedosos para definir si existen ultrafiltraciones en el organismo o hay riesgo de encontrar niveles altos en solutos que no deban exceder ciertos límites [I.17].

La desventaja de estos métodos es que se utilizan específicamente después de que la persona ya necesita ser revisada, es decir, si se utilizara una máquina nueva que fue validada y por alguna razón existe alguna complicación o simplemente se requiere monitorear al paciente, es aquí en donde entran los “testers” para corroborar la información.

Otro tipo de pruebas que se realizan para monitorear al paciente son las siguientes:

- KT/V: En definición, es un indicador de diálisis que se basa en la cinética de la urea, calcula el aclaramiento o eliminación de urea vía renal y peritoneal en determinado tiempo. Con el aclaramiento es posible saber cuánta sangre se limpia,

para determinar este coeficiente existen fórmulas matemáticas y son comparadas para definir el avance a lo largo del tiempo [I.18].

- Equilibrio peritoneal (PET): Es una prueba desarrollada por Twardowski, que se basa en la relación de concentración dializada de un soluto con el volumen drenado, de esta forma permite determinar características de cada paciente y con una tabla de datos verificar el tipo de membrana y las recomendaciones para los tratamientos renales [I.18].

I.7 Máquina cicladora para Diálisis peritoneal Automatizada

La función principal de una máquina cicladora es realizar los intercambios de fluidos durante las terapias de diálisis peritoneal, por lo que el adaptarlo a un perfil automático requiere de establecer el procedimiento completo que debe seguir para que solo se necesite de supervisión en caso de ocurrir algún inconveniente.

Principalmente se compone de 3 subsistemas que son el mecánico, el electrónico y el de control:

El subsistema mecánico consta de los elementos que realizan una función motriz ya sea la colocación de los elementos para las conexiones de las mangueras o la calefacción de la base para la bolsa de diálisis; por otro lado el subsistema electrónico se encarga de operar todos los elementos dentro de la máquina por lo que sin esta sección no sería capaz de realizarse la terapia de forma automática; por último el subsistema de control es el encargado de retroalimentar a la máquina ya que dependiendo de los valores de lectura serán las acciones que se realizarán para evitar complicaciones durante la terapia.

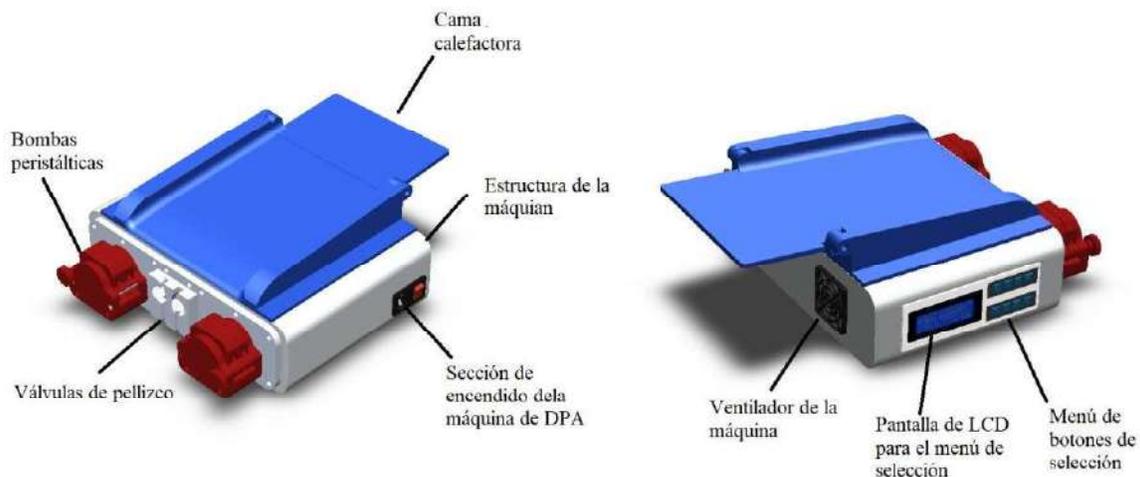


Fig. I.22 Máquina cicladora para diálisis peritoneal automatizada [I.16]

La máquina cicladora es la mostrada en la figura anterior, como se puede observar, la bolsa reposa en la parte superior que es la base calefactora diseñada específicamente con una inclinación que permite el flujo del fluido constante por efectos de gravedad, en ese mismo

punto se encuentra el sensor de temperatura que mide esta variable indirectamente para evitar el contacto con el fluido y de esta forma no contaminarlo para la terapia.

La carcasa se diseñó del material PLA para que su peso sea el mínimo posible y permitir el transporte correcto, los elementos que también se observan son el teclado y la pantalla LCD que actúan como el menú de operación para el usuario, en el que requieren interactuar para hacer uso de la máquina.

La sección de color naranja por la parte derecha de la figura, son las bombas peristálticas con las que se reemplazan los casetes que utilizan otras máquinas con el mismo propósito, la diferencia es que estas bombas logran mantener el flujo constante durante la terapia de diálisis permitiendo que los tiempos de infusión sean más controlados.

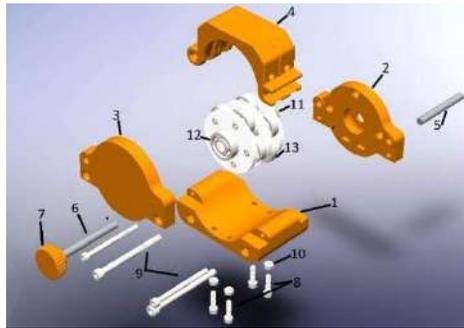


Fig. I.23 Bomba peristáltica vista explosionada [I.16]

La interfaz del proceso es amigable con el usuario, para evitar un menú complicado, se utilizan 4 botones principales que operan dependiendo de cada etapa.



Fig. I.24 Menú del proceso principal de la máquina cicladora para DPA [I.16]

La máquina está diseñada para ser mejorada en casi todos sus procesos, además, se pueden añadir etapas de control que permitan mantener otro tipo de análisis en el paciente, como la

medición de la turbidez la cual se necesita para definir el avance de los pacientes durante las terapias, pero se trata de una sección aparte ya que este dispositivo requiere estar en contacto con el fluido posterior a realizar la terapia [I.19].

Por lo que el problema principal a resolver con esta máquina es validar que realmente todas las mejoras implementadas y el diseño del prototipo serán capaces de realizar las diálisis peritoneales automatizadas sin ser perjudiciales para la salud de los pacientes.

I.8 Planteamiento del problema

En México, uno de los padecimientos con mayor presencia en los últimos años ha sido la insuficiencia renal crónica (IRC). Debido a que está asociado a enfermedades como diabetes e hipertensión por lo cual la infraestructura y los tratamientos deben de ser innovadores, además de ser la segunda causa más importante de años de vida perdidos en Latinoamérica según el INSP (Instituto Nacional de Salud Pública).

Se han desarrollado diferentes dispositivos para garantizar que los tratamientos de diálisis peritoneal (DP) sean realizados, incluso con máquinas que sustituyen el método de intercambio de casetes ya conocido y utilizan bombas peristálticas para ser más preciso y exacto el flujo del líquido, por otro lado, la alta demanda no permite que la validación sea adecuada para disminuir los riesgos de este tipo de tecnologías nuevas.

Por esta razón, se propone el diseño conceptual y construcción de un banco de pruebas para medir las variables que intervienen en la diálisis peritoneal automatizada por medio de sensores que registren los datos obtenidos y de esta forma compararlos con los establecidos como permisibles para así validar el funcionamiento de la máquina, además de agregar presiones externas y verificar que la máquina continúa operando de manera correcta.

I.9 Sumario

El presente capítulo muestra las formas en que, con el paso del tiempo mejoran los procesos para atender los padecimientos relacionados con la insuficiencia renal crónica o enfermedades similares, con ello, la tecnología permite cada vez más controlar cada parámetro para realizar terapias que disminuyan los efectos de estos padecimientos, así mismo, los países a nivel mundial muestran preocupación para el aumento de detecciones por distintas causas del tema en cuestión, la investigación realizada acerca de los antecedentes de la diálisis peritoneal, permite definir los parámetros que a lo largo del tiempo han afectado a cada avance tecnológico, y se busca realizar una mejora en la salud de los pacientes, que, como ya fue mencionado el tener un dispositivo que permita tratar un padecimiento no significa que será eficaz por completo, sino que se deben realizar distintas pruebas para evitar presentar complicaciones dentro de los pacientes e incluso empeorar el estado de salud, en ocasiones cuando se presentó un nuevo avance en las terapias, se determinaron factores que resultaron ser de vital importancia para mantener la seguridad de los dispositivos tales como la esterilización de un área específica para realizar los

tratamientos, el casi nulo contacto con el líquido que será la infusión para el tratamiento, los correctos métodos de higiene que permitirán disminuir los riesgos de contraer infecciones, entre otros, por ello para el diseño del banco de pruebas se toman en cuenta estos factores y así preservar la simulación de la cavidad peritoneal.

Referencias del capítulo I

- I.1. Herrera Chambilla, C. A., & Arratia Taquila, J. C. (2021). Diálisis peritoneal. *Revista Médica Basadrina*, 15(3), 70–75. <https://doi.org/10.33326/26176068.2021.3.1159>
- I.2. Moreiras-Plaza, Mercedes. (2014). De dónde venimos y adónde vamos en diálisis peritoneal: identificando barreras y estrategias de futuro. *Nefrología (Madrid)*, 34(6), 756-767. <https://dx.doi.org/10.3265/Nefrologia.pre2014.Sep.12603>
- I.3. Luis Hernando Avendaño. (2012). Historia de la nefrología en España. 25 de Abril de 2022, de Sociedad española de nefrología Sitio web: https://static.elsevier.es/assets_org_prod/webs/46/pdf/Libro_historia_SEN_web.pdf
- I.4. Apollo dialysis clinical. (2021). Hemodialysis And Peritoneal Dialysis: Advantages And Disadvantages. 25 de Abril de 2022, de Apollo dialysis clinical Sitio web: <https://www.apolldialysis.com/blog/haemodialysis-and-peritoneal-dialysis-advantages-and-disadvantages/>
- I.5. Jorge Sanchez Payan. Diferentes Tipos de Diálisis Peritoneal. *Diálisis Peritoneal*. 2º Curso Andaluz de Diálisis Peritoneal para Enfermería. Año 1999.
- I.6. Mejía Navas P, Prats Valencia M, Borràs Sans M. *Nefrología al día*. Indicaciones y modalidades de la diálisis peritoneal. Disponible en: <https://www.nefrologiaaldia.org/229>
- I.7. Di Paolo N, Patrini G, Garosi G, Buoncristiani U, Brardi S, Monaci G. A new self-locating peritoneal catheter. *Perit Dial Int*. 1996; 16: 623-627.
- I.8. Rippe, Bengt et al. *Kidney International*, Computer simulations of ultrafiltration profiles for an icodextrin-based peritoneal fluid in CAPD, Volume 57, Issue 6, 2546 – 2556
- I.9. M. Galach and A. Werynski. (2005). Development of “virtual patient” model for simulation of solute and fluid transport during dialysis. 25 de Abril de 2022, de BULLETIN OF THE POLISH ACADEMY OF SCIENCES Sitio web: [http://bulletin.pan.pl/\(53-3\)283.pdf](http://bulletin.pan.pl/(53-3)283.pdf)
- I.10. Tsutomu Sakurada, Yasuhiro Taki, Shigeki Kojima, Daisuke Oishi, Kenichiro Koitabashi, Shina Sueki, Nagayuki Kaneshiro, Yugo Shibagaki. (2015). Using a Peritoneal Dialysis Access Simulator in Surgical Training for Nephrologists. 25 de Abril de 2022, de Division of Nephrology and Hypertension, Department of Internal Medicine Sitio web: https://www.advancesinpd.com/adv15/17-20_Sakurada.pdf
- I.11. VATA Realism in clinical simulation. (2021). *Life/form™ Peritoneal Dialysis Simulator*. 25 de Abril de 2022, de Sitio web: <https://vatainc.com/product/life-form-peritoneal-dialysis-simulator/>
- I.12. Panagiota Zgoura, Daniel Hettich, Jonathan Natzel, Fedai Özcan, Boris Kantzow. (2018). Virtual Reality Simulation in Peritoneal Dialysis Training: The Beginning of a New Era. 25 de Abril de 2022, de Blood purification Sitio web: <https://www.karger.com/Article/Pdf/494595>
- I.13. Maaiké K. van Gelder, Silvia M. Mihaila, Jitske Jansen, Maarten Wester, Marianne C. Verhaar, Jaap A. Joles, Dimitrios Stamatialis, Roos Masereeuw & Karin G. F. Gerritsen (2018) From portable dialysis to a bioengineered kidney, *Expert Review of Medical Devices*, 15:5, 323-336, DOI: 10.1080/17434440.2018.1462697
- I.14. Amici, G & Mastrosimone, S & Da Rin, Giorgio & Bocci, C & Bonadonna, A. (1998). Clinical validation of PD ADEQUEST software: Modeling error assessment. *Peritoneal dialysis international: journal of the International Society for Peritoneal Dialysis*. 18. 317-21.
- I.15. Grave-Capistrán, M.A.; Aguilar-Pérez, L.A.; Paredes-Rojas, J.C.; De la Cruz-Alejo, C.; Torres-SanMiguel, C.R. Biomechanics Perspective for the Design and Manufacture of Continuous Ambulatory Peritoneal Dialysis Connectors. *Appl. Sci.* 2021, 11, 1502. <https://doi.org/10.3390/app11041502>
- I.16. Thai Son Hoang, Colin Snook, Asieh Salehi, Michael Butler, Lukas Ladenberger, Validating and verifying the requirements and design of a haemodialysis machine using the Rodin toolset,

- Science of Computer Programming, Volume 158, 2018, Pages 122-147, ISSN 0167-6423, <https://doi.org/10.1016/j.scico.2017.11.002>.
- I.17. IBP Medical. (2011). Testing Dialysis Machines, Model Name/Number: Hdm 97bq. 25 de Abril de 2022, de Indiamart Sitio web: <https://www.indiamart.com/proddetail/testing-dialysis-machines-13771215091.html>
- I.18. Encarnación Tornay Muñoz . Pruebas funcionales, tipos de peritoneos, protocolo Kt/v y TEP. 25 de Abril de 2022, de SEDEN Sitio web: <https://www.revistaseden.org/files/TEMA%2012.%20Pruebas%20funcionales,%20tipos%20de%20peritoneos,%20ktv%20y%20pet,bis.pdf>
- I.19. Rivero-Urzuva, S.; Paredes-Rojas, J.C.; Méndez-García, S.R.; Ortiz-Hernández, F.E.; Oropeza-Osornio, A.; Torres-SanMiguel, C.R. 3D Low-Cost Equipment for Automated Peritoneal Dialysis Therapy. *Healthcare* 2022, 10, 564. <https://doi.org/10.3390/healthcare10030564>

Referencias de imágenes del capítulo I

- I.1. Medline. (2020). Enfermedad renal crónica. 25 de Abril de 2022, de MedlinePlus Sitio web: <https://medlineplus.gov/spanish/chronickidneydisease.html>
- I.2. Anna Yuguero. (2018). Tratamiento de la Insuficiencia Renal Crónica. 25 de Abril de 2022, de Clinic Barcelona Sitio web: <https://www.clinicbarcelona.org/asistencia/enfermedades/insuficiencia-renal-cronica/tratamiento>
- I.3. FR. (2022). HEMODIÁLISIS Y DIÁLISIS PERITONEAL. 25 de Abril de 2022, de Fundación renal Sitio web: <https://fundacionrenal.com/contenido/hemodialisis-y-dialisis-peritoneal-2/>
- I.4. NIDDK. (2018). Diálisis peritoneal. 25 de Abril de 2022, de NIDDK Sitio web: <https://www.niddk.nih.gov/health-information/informacion-de-la-salud/enfermedades-riñones/insuficiencia-renal/dialisis-peritoneal>
- I.5. Jorge Sanchez Payan. Diferentes Tipos de Diálisis Peritoneal. Diálisis Peritoneal. 2ª Curso Andaluz de Diálisis Peritoneal para Enfermería. Año 1999.
- I.6. Mejía Navas P, Prats Valencia M, Borràs Sans M. Nefrología al día. Indicaciones y modalidades de la diálisis peritoneal. Disponible en: <https://www.nefrologiaaldia.org/229>
- I.7. Di Paolo N, Patrini G, Garosi G, Buoncrisiani U, Brardi S, Monaci G. A new self-locating peritoneal catheter. *Perit Dial Int.* 1996; 16: 623-627.
- I.8. Rippe, Bengt et al. *Kidney International*, Computer simulations of ultrafiltration profiles for an icodextrin-based peritoneal fluid in CAPD, Volume 57, Issue 6, 2546 – 2556
- I.9. M. Galach and A. Werynski. (2005). Development of “virtual patient” model for simulation of solute and fluid transport during dialysis. 25 de Abril de 2022, de BULLETIN OF THE POLISH ACADEMY OF SCIENCES Sitio web: [http://bulletin.pan.pl/\(53-3\)283.pdf](http://bulletin.pan.pl/(53-3)283.pdf)
- I.10. Tsutomu Sakurada, Yasuhiro Taki, Shigeki Kojima, Daisuke Oishi, Kenichiro Koitabashi, Shina Sueki, Nagayuki Kaneshiro, Yugo Shibagaki. (2015). Using a Peritoneal Dialysis Access Simulator in Surgical Training for Nephrologists. 25 de Abril de 2022, de Division of Nephrology and Hypertension, Department of Internal Medicine Sitio web: https://www.advancesinpd.com/adv15/17-20_Sakurada.pdf
- I.11. VATA Realism in clinical simulation. (2021). Life/form™ Peritoneal Dialysis Simulator. 25 de Abril de 2022, de Sitio web: <https://vatainc.com/product/life-form-peritoneal-dialysis-simulator/>
- I.12. Panagiota Zgoura, Daniel Hettich, Jonathan Natzel, Fedai Özcan, Boris Kantzow. (2018). Virtual Reality Simulation in Peritoneal Dialysis Training: The Beginning of a New Era. 25 de Abril de 2022, de Blood purification Sitio web: <https://www.karger.com/Article/Pdf/494595>
- I.13. Maaike K. van Gelder, Silvia M. Mihaila, Jitske Jansen, Maarten Wester, Marianne C. Verhaar, Jaap A. Joles, Dimitrios Stamatialis, Roos Masreeuw & Karin G. F. Gerritsen (2018) From portable dialysis to a bioengineered kidney, *Expert Review of Medical Devices*, 15:5, 323-336, DOI: 10.1080/17434440.2018.1462697
- I.14. Grave-Capistrán, M.A.; Aguilar-Pérez, L.A.; Paredes-Rojas, J.C.; De la Cruz-Alejo, C.; Torres-SanMiguel, C.R. Biomechanics Perspective for the Design and Manufacture of Continuous Ambulatory Peritoneal Dialysis Connectors. *Appl. Sci.* 2021, 11, 1502. <https://doi.org/10.3390/app11041502>
- I.15. Thai Son Hoang, Colin Snook, Asieh Salehi, Michael Butler, Lukas Ladenberger, Validating and verifying the requirements and design of a haemodialysis machine using the Rodin toolset,

Science of Computer Programming, Volume 158, 2018, Pages 122-147, ISSN 0167-6423, <https://doi.org/10.1016/j.scico.2017.11.002>.

- I.16. Rivero-Urzuu, S.; Paredes-Rojas, J.C.; Méndez-García, S.R.; Ortiz-Hernández, F.E.; Oropeza-Osornio, A.; Torres-SanMiguel, C.R. 3D Low-Cost Equipment for Automated Peritoneal Dialysis Therapy. *Healthcare* 2022, 10, 564. <https://doi.org/10.3390/healthcare10030564>

Capítulo II:

Marco teórico



Resumen

A lo largo del presente capítulo se desarrollan los conceptos utilizados durante una terapia de diálisis peritoneal automatizada, así como los elementos que intervienen para el desarrollo de los diseños del banco de pruebas tales como la cavidad peritoneal, la plataforma Stewart y las variables que están presentes, además algunas perturbaciones posibles inmersas durante la terapia.

II.1 Peritoneo

Es una membrana serosa que recubre la cavidad abdominal y pélvica, además de la mayoría de los órganos en esta sección, se compone por dos paredes:

- Pared visceral: compone el 80% del peritoneo y envuelve total o parcialmente las vísceras y brinda un soporte a través de pliegues.
- Pared parietal: compone el 20% restante del peritoneo, cubre las paredes internas de la cavidad peritoneal.

El peritoneo posee una superficie anatómica de aproximadamente 2 m^2 en adultos; además, las paredes de las que se compone tienen propiedades de irrigación e inervación.

La irrigación es introducir un líquido a través de arterias para llegar a algún punto específico del peritoneo. La inervación son propiedades que caracterizan al sistema nervioso y brindan sensibilidad a secciones del cuerpo [II.1].

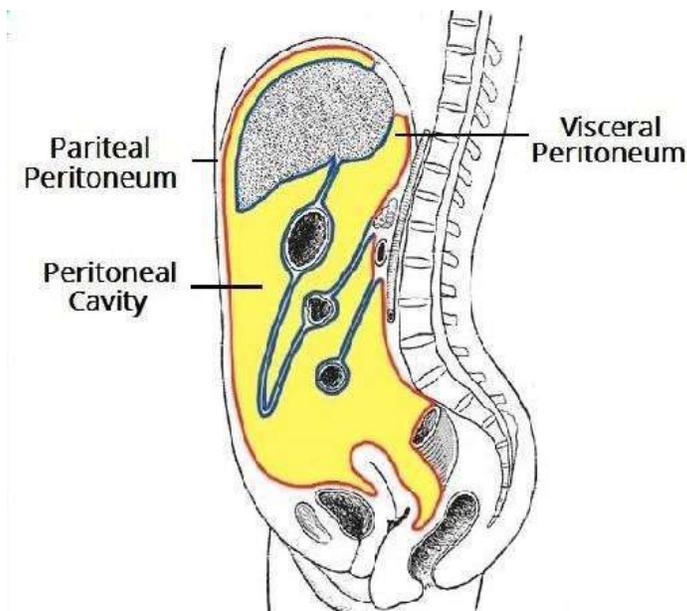


Fig. II. 1 Secciones del peritoneo[II.1].

Los principales componentes de peritoneo son:

- Mesotelio: es una capa de células mononucleares que posee poros intercelulares y una membrana basal, tiene como función secretar líquido con alto contenido de fosfolípidos, está compuesta por colágena tipo IV [II.2].
- Intersticio: se forma por sustancia amorfa, colágena, fibras elásticas, etc. Las cuales se relacionan con el transporte peritoneal [II.2].
- Capilares: en conjunto con las vénulas forman la barrera principal de transporte y se constituyen por una capa de células endoteliales con membrana basal [II.2].

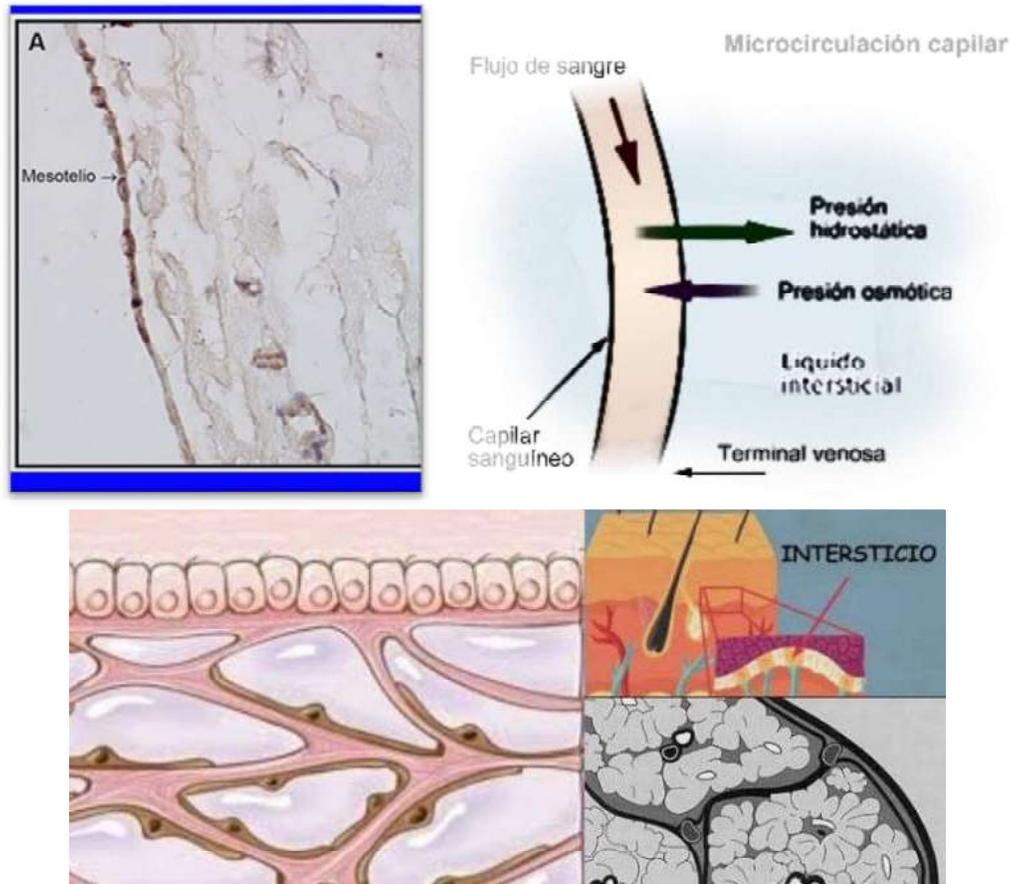


Fig. II. 2 Mesotelio, Intersticio y Capilares [II.2].

Los órganos que son recubiertos por el peritoneo son divididos en la cavidad peritoneal por dos secciones [II.3]:

Cavidad Supramesocólica	Cavidad Inframesocólica
Esófago abdominal	Asas del intestino mayor
Estómago	Región de la pelvis
Bazo	Colon ascendente
Hígado	Colon descendente
Colon transverso	En mujeres, se añaden el útero y las trompas de Falopio.
Duodeno	En hombres, se añade el sistema urogenital.
Páncreas	
Vesícula biliar	

Tabla II. 1 Organización de órganos de acuerdo con la cavidad peritoneal.

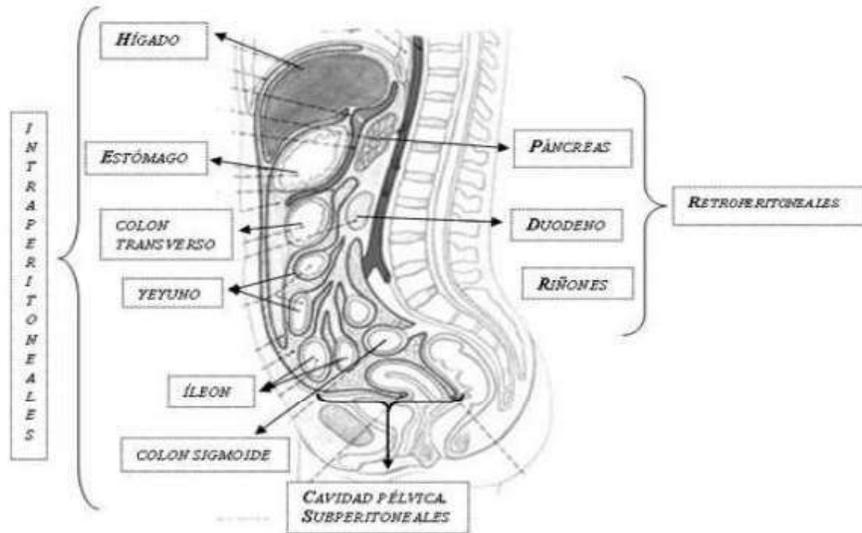


Fig. II. 3 División alternativa de órganos en el peritoneo [II.3]

II.2 Líquido peritoneal

El líquido peritoneal se encuentra esparcido en la cavidad peritoneal, permite el deslizamiento de las vísceras móviles, además posee una capacidad antimicrobiana mínima, regularmente la cantidad es de entre 50 y 100 ml, ya que cantidades mayores a estas, presentan cuadros de inflamaciones, la densidad que posee el líquido es menor a $1016 \frac{g}{cm^3}$ [II.4].

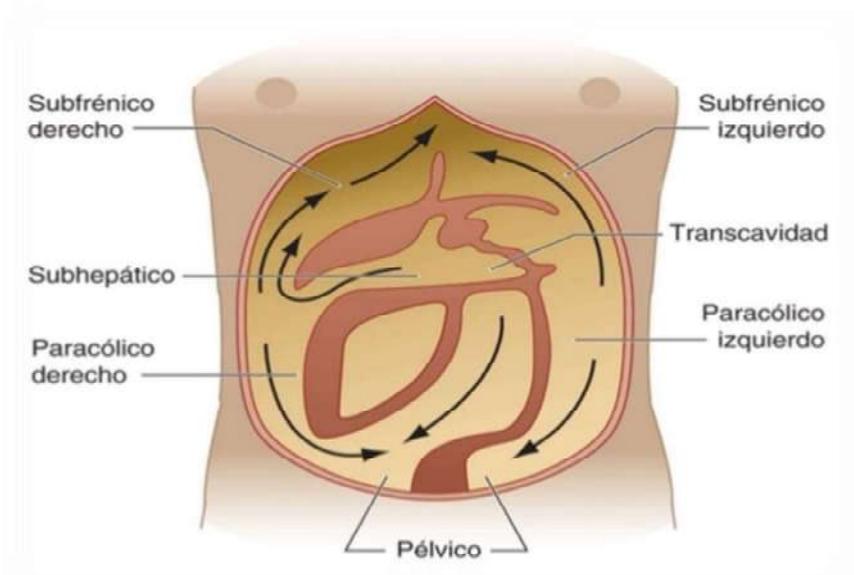


Fig. II. 4 Circulación del líquido peritoneal [II.4]

II.3 Funcionalidad del peritoneo

Una vez planteadas las características del peritoneo, para direccionar el tema hacia la diálisis peritoneal, es necesario mencionar la importancia de una valoración de esta membrana debido a que es necesario definir el estado en que se encuentra, para que a partir de este análisis se determinen los tratamientos más viables de DP, además de monitorear si existe algún cambio después de esta.

Como se mencionó en el capítulo I, pruebas como la de equilibrio peritoneal, permiten definir niveles de variables que intervienen durante la diálisis peritoneal, como son la transferencia urea, creatinina, glucosa, proteínas, nivel de solutos, etc. [II.5].

Con la información proporcionada es posible mantener un seguimiento a largo plazo y además se puede determinar la diálisis más adecuada.

De acuerdo con el método de Twardowski descrito en el capítulo I, se deben registrar el grado de hidratación, la tensión arterial, aclaramiento residual, entre otros factores y con una tabla que permite relacionar, el volumen y el tiempo, se puede determinar las variaciones de TEP [II.6].

Tiempo (min)	Intercambio nocturno	0'	30'	60'	120'	180'	240'
T.E.P. Completo	LP	LP S	LP	LP	LP	LP	LP S
T.E.P. Simplificado	LP	LP			LP S		LP
T.E.P. Rápido	LP						LP S
T.E.P. Niños	LP	LP		LP	LP S		LP

LP=Líquido peritoneal S=Sangre

Fig. II. 5 Variaciones del T.E.P. [II.5].

Este tipo de pruebas se pueden realizar en la DPCA, debido a que se requiere de valoraciones médicas directamente para evitar variaciones o errores innecesarios.

Al determinar el método más efectivo de diálisis es posible seleccionar el método con el cual se realizarán los intercambios del líquido dializante para así programar la máquina para que sean distribuidos de forma automática.

El acceso peritoneal debe ser cuidado constantemente debido a que en la DPA es responsabilidad del paciente mantener sin infecciones esta área y al tratarse de un tubo de al menos 30 cm insertado en el interior del abdomen, debe mantenerse un alto nivel de higiene para evitar complicaciones [II.7].

II.4 Periodos de intercambio automático

Los tipos de diálisis peritoneal manejan tiempos de trabajo y número de cambios distintos que se realizan durante la terapia, de acuerdo con la siguiente tabla se muestran y comparan los tiempos [II.8].

	No. De cambios	Volumen cambios	Volumen semanal aprox.	Tiempo permanencia	Tiempo sesión	Sesiones semana
DPCA	3-4	1.5-2.5 L	56 L	6-8 h	24 h	7 días
DPCC	3-4 + 1	1.5-2.5 L	70 L	2 + 14-16 h	24 h	7 días
DPI	15-20	1.5-3 L	80 L	30 min	24 h	2-3 días
DPIN	7-8	1.5-3 L	98 L	1 h	8-10 h	7 días
DPT	15-20	(3 L) 1.5 L	210 L	20 min	8-10 h	7 días

Tabla II. 2 Cambios habituales para diálisis peritoneal.

Con lo anterior, se presentan de forma más detallada los tiempos de trabajo que son necesarios considerar para la diálisis peritoneal.

II.5 Movimientos del ser humano al dormir

Durante la diálisis peritoneal DPA los factores que causan problemas al paciente, debido a traumatismos en el área abdominal, son por movimientos involuntarios mientras duermen, debido a esto, en la realización de un dispositivo que logre imitar en su mayoría al peritoneo, es necesario presentar sus antecedentes [II.9].

Cuando el paciente está en reposo al dormir, tiene reacciones distintas a cuando está despierto, en primera instancia existe de una disminución en los movimientos de la persona, debido a una respuesta a estímulos muy baja.

Para analizar estos movimientos o respuestas, se crearon los exámenes llamados polisomnografía, que registra comportamiento de los ojos, cerebro, corazón, pulmones y músculos a lo largo de las 5 fases del sueño.

Este examen dictamina que entre la fase uno y dos, el ciclo de sueño comienza, por lo que se pierde la conciencia y control del cuerpo, existe un nivel de relajación alto, disminuyendo la frecuencia cardiaca y por ende la respiratoria, aunque es posible despertar por estímulos fuertes, pasando a la fase 3 y 4 en donde la frecuencias son aún más lentas, ya para la fase 5, llamada REM, es la fase de mayor actividad en el cerebro, debido a que el sueño es más profundo, como consecuencia, los músculos son totalmente inhabilitados para evitar daños físicos [II.10].



Fig. II. 6 Fases del sueño [II.6].

A pesar de tener esta explicación de lo que sucede con el cuerpo mientras duerme, existen personas que no logran avanzar tan rápido a la fase REM, por lo que sus movimientos pueden incluso despertarlo al lastimarse y reaccionar a este estímulo.

A los movimientos constantes que provocan insomnio se le conoce como Miclonus nocturno, que no permite avanzar por cada fase del sueño y puede provocar malestares al día siguiente, analizándolo desde el punto de vista de la diálisis peritoneal, puede repercutir en un aumento de presión intraabdominal debido a que esta depende de las inhalaciones y exhalaciones que existen al respirar, por lo que si se salta de una fase a otra altera la respiración, puede comenzar a variar la presión causando molestias al paciente o complicaciones más severas [II.11].

II.6 Variables que intervienen durante la DPA

II.6.1 Presión

Como definición, en física, *“es una magnitud física que expresa la fuerza ejercida por un cuerpo sobre la unidad de superficie y cuya unidad en el sistema internacional es el pascal”* [II.12].

II.6.1.1 Presión intraperitoneal

Dentro de las presiones que existen en el cuerpo se encuentran la presión intraabdominal que es la que se ejerce al inhalar (aumenta la presión por el cierre de los estomas) y al exhalar (disminuye la presión por la apertura de los estomas), al mismo tiempo se presenta la presión intraperitoneal cuando se trabaja con la diálisis peritoneal, para adultos estables con 2 L de dializante se encuentra entre 10 – 16 cmH₂O y para niños de 5 – 15 cmH₂O en ambos debe ser menor a 18, de lo contrario se pueden presentar complicaciones [II.13].

La PIP posee factores que alteran los niveles y deben ser considerados en los cálculos a realizar para la infusión de fluidos, por ejemplo:

- VIP es la suma del residuo previo, el volumen infundido y las ultrafiltraciones, 1-3 cmH₂O (2.2 en promedio) depende del paciente.
- PIP menor si está acostado, aumenta si está parada de 2-4 cmH₂O (beneficia a la DPA).
- Actividad física presenta aumentos de PIP, hasta 15 veces.
- IMC, entre mayor sea, aumenta la PIP.
- Mayor superficie abdominal.

II.6.2 Fuerzas de Starling

Ernest Starling fue un fisiólogo británico a quien se le atribuye el desarrollo de una ecuación que describe la representación de las fuerzas hidrostáticas y oncóticas que surge del movimiento del flujo en las membranas capilares, con esta ecuación es posible determinar la presión de filtración para un líquido en estos capilares.

- Presión hidrostática intersticial
- Presión oncótica intersticial (oncótica es la que ejercen las proteínas atrayendo el agua)
- Presión hidrostática capilar
- Presión oncótica capilar

En la hipertensión arterial, el líquido se sale del capilar y ocasiona edemas.

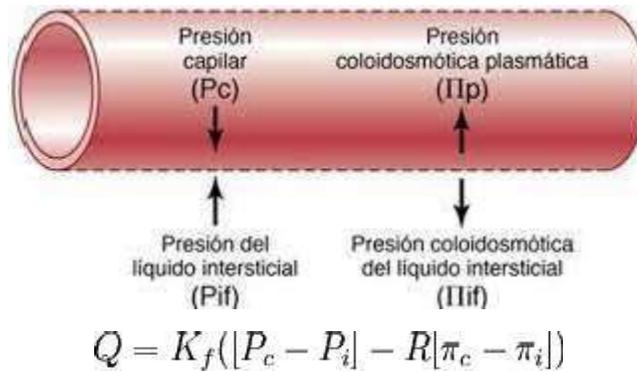


Fig. II. 7 Fuerzas de Starling esquematizadas [II.7]

En donde:

Q - Filtración del solvente trans endotelial.

P_c - Presión hidrostática capilar.

P_i - Presión hidrostática intersticial.

R - Coeficiente de reflexión que permite indicar la eficacia de una pared para impedir el paso de proteínas.

π_c - Presión oncótica capilar

π_i - Presión intersticial

K_i - Coeficiente de filtración que expresa la permeabilidad de la pared capilar para los líquidos.

Para garantizar un buen resultado, es necesario manejar las medidas en milímetros de mercurio ($mmHg$) y el coeficiente en milímetros por minuto por milímetros de mercurio ($ml\ min^{-1}\ mmHg^{-1}$) [II.14].

II.6.3 Flujo

Para de un fluido líquido, el flujo es el transporte de un volumen de líquido de un lugar a otro en un determinado tiempo.

En la diálisis peritoneal automatizada, se debe realizar un análisis matemático para definir el flujo requerido, por ejemplo, en el caso de una infusión de 2.5 L con un tiempo de infusión de 10 minutos máximo, tendría un flujo de 0.25 L/min, usualmente no deben superar el tiempo de infusión para evitar que el líquido pierda su temperatura, a diferencia del drenaje, que al ser impulsado solo por la gravedad, se permite tener un tiempo de hasta 30 minutos, en casos contrarios, lo más recomendable es comunicarse con el hospital.

Si el líquido drenado es mayor que el infundido, existe un balance negativo, en caso contrario puede existir una retención de líquidos que se refleja en hinchazón o dificultad de respirar.

Los principales problemas en los flujos pueden ser originados por defectos del sistema mismo, por ejemplo, que existan dobleces en las mangueras de conexión, que el sistema no entregue el flujo requerido por algún fallo en la salida, o incluso por la parte de drenaje, que exista estreñimiento, acumulación de fibrina [II.15].

Para el caso de los fallos de la máquina son necesarios ajustes para no presentar complicaciones en la diálisis por lo que es importante tener estándares que verifiquen que la máquina trabaja de acuerdo con las necesidades requeridas.

II.6.4 Duración

La variable de tiempo, como ya se ha mencionado, es de vital importancia para la diálisis peritoneal automatizada, debido a que la máquina debe realizar perfectamente los cambios para evitar complicaciones y llegar a una peritonitis por infusiones excedentes o tiempos distintos de los establecidos para el drenaje o retención del líquido dializante, entre otros.

II.6.5 Volumen infundido

De la misma manera que con el tiempo de la diálisis peritoneal, es necesario definir la cantidad necesaria de infusión para poder limpiar adecuadamente y obtener mejores resultados al finalizar.

La mayor complicación que tiene esta variable es que no se drene el volumen que se infunde, debido a esto, se altera o no la cantidad de infusión ya que existe líquido retenido en la cavidad peritoneal y eso desata otro tipo de problemas para la salud del paciente.

II.6.6 Temperatura del líquido dializante

La temperatura que manejan para líquidos utilizados en la diálisis peritoneal no debe sobrepasar los 40 grados Celsius para ser soportada por las personas y que al mismo tiempo los solutos actúen de manera adecuada [II.16].

Al ser este nivel necesario, los elementos inmersos en el transporte del fluido deben ser capaces de soportar dichos niveles, evitando así malfuncionamientos por parte de la máquina de diálisis peritoneal automatizada.



Fig. II. 8 Diálisis peritoneal automatizada [II.8].

II.7 Robots paralelos

En definición, robot paralelo es un dispositivo que por medio de actuadores conectados entre sí por puntos de apoyo que al ser controlados transmiten diferentes movimientos coordinados.

En general las características principales de un robot paralelo es que sus movimientos son rígidos y precisos, sus actuadores se mueven en conjunto para alcanzar posiciones deseadas, la estabilidad del robot dependerá de la posición de los actuadores, su movimiento se verá limitado por esta misma posición.

A diferencia de un robot en serie, los robots paralelos poseen mayor rigidez con cada movimiento ya que los serie no poseen tantos puntos de apoyo como lo es el paralelo, por este motivo la carga que logran soportar también es alta en comparación con los robots serie, pero una gran desventaja aparte de su limitación de movimiento es la cinemática de su operación [II.17].

Principalmente se dividen en dos:

- Robots paralelos planares
- Robots paralelos esféricos
- Robots paralelos espaciales

Los robots paralelos planares como su nombre lo indica son dispositivos que solo son capaces de tener de 2 a 3 grados de libertad, y esto permite que solo puedan moverse en un plano.

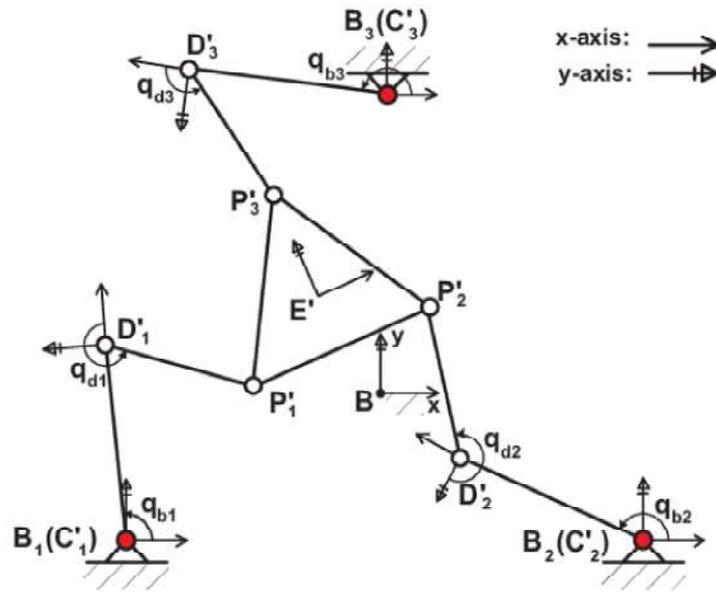


Fig. II. 9 Robot paralelo planar[II.9]

Los robots paralelos esféricos son aquellos cuyas trayectorias logran ser curvas respecto a un punto [II.18]. Un ejemplo de este tipo de robots es “The agile Eye” el cual es un robot que permite la orientación de una estructura móvil, es utilizado para realizar un movimiento similar al de un ojo humano, el cual puede apuntar a distintos puntos que no necesariamente están en un plano [II.19].



Fig. II. 10 Prototipo de "The agile Eye " [II.10]

Por último, los robots paralelos espaciales son aquellos que se mueven a través de un espacio completamente en 3 dimensiones, es decir en 3 planos, para lograr esto pueden utilizar hasta 6 actuadores para realizar su posicionamiento adecuado.

Dentro de esta clasificación se ubican los robots delta, los robots de 5 barras, las plataformas Stewart, entre otros que pueden ser incluso variaciones de los anteriores, depende de la función que se requiera realizar la configuración que se utilizará.

La plataforma Stewart es uno de los robots con más rango de movimientos ya que puede utilizar 6 actuadores que controlen su movimiento, por esta razón para el presente trabajo se utilizó este tipo de robots paralelos ya que asegura una amplia selección de posiciones y también brinda soporte al tratarse de 6 puntos de apoyo para colocarse cargas pesadas y que el robot aún mantenga una correcta movilidad.



Fig. II. 11 Plataforma Stewart controlada por pistones [II.11]

Como introducción a la plataforma Stewart, se necesita la forma en que se calculan sus movimientos, aunque para el desarrollo del proyecto no se utilizarán en la programación ya que las trayectorias se generarán de manera aleatoria para simular distintos casos durante las terapias de diálisis peritoneal automatizada.

Ahora bien, la forma más convencional en que se desarrolla la cinemática de este tipo de plataformas es primero con la cinemática directa para determinar la posición en la que se encuentra el mecanismo y con los actuadores del tipo servomotor como en el presente proyecto, que, gracias a este tipo de dispositivos se conoce la posición de cada uno mediante la programación, es posible resolver la cinemática directa, para que posteriormente con la cinemática inversa se determine la posición de los actuadores para una posición de la plataforma deseada [II.20].

Para determinar los cálculos se seleccionan los marcos de referencia móvil y fijo ya que de este dependerá la rotación que sufran sus ángulos en los 3 planos.

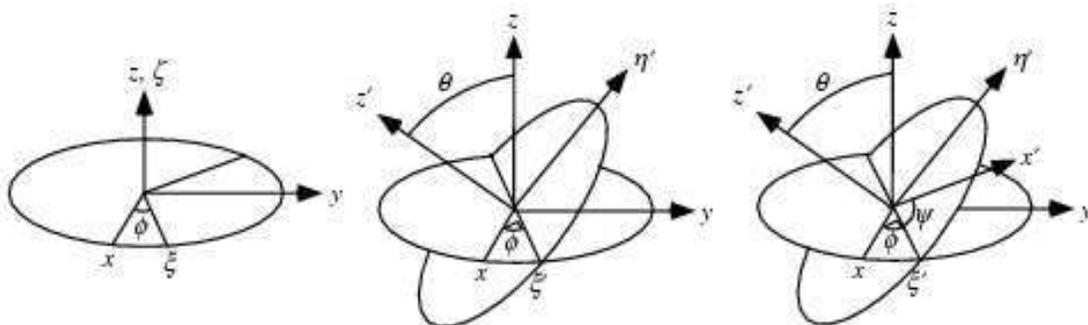


Fig. II. 12 Ángulos de Euler [II.12]

La forma en que se utilizaría la determinación de la cinemática inversa que es la que permitirá mover la plataforma a distintos puntos deseados es la siguiente, mediante el cálculo en programas de cómputo con fórmulas conocidas para la resolución de este tipo de robots [II.21]:

- Resolución de cinemática directa al determinar los puntos en los 3 planos (sujeción del servomotor con el eje de plataforma y de la base superior, ángulo en que se encuentra el servomotor al inicio)
- Calcular las alturas deseadas para cada motor con coordenadas
- Determinar los ángulos y puntos en el espacio deseados
- Calcular la matriz de rotación de ángulos
- Calcular las longitudes deseadas entre el eje del servomotor y el punto de apoyo
- Determinar los ángulos requeridos de los servomotores y definir los valores de pulso que se requieren para posicionarlos en esas coordenadas.

II.8 Sumario

La definición del marco teórico con el que será involucrado el banco de pruebas, es de vital importancia para el desarrollo del prototipo así como el diseño de su funcionamiento, debido a que aunque se investigaron los antecedentes previamente de los avances tecnológicos es necesario definir los parámetros metodológicos que el banco de pruebas necesita imitar para lograr una simulación completa, por esta razón, se localizan las variables que intervendrán en el proceso y de esta forma con el conocimiento biológico del funcionamiento de la cavidad peritoneal, fue posible generar simulaciones que son llevadas a un prototipo funcional y que logra imitar movimientos que el cuerpo realiza incluso sin la intención de hacerlos, por ello la implementación de la plataforma Stewart dio paso al amplio número de ciclos que se pueden programar y de esta manera simular escenarios sin fin hasta donde sus actuadores lo permitan, que, para cuestiones prácticas se desarrollaron en las pruebas previas al diseño y construcción de la máquina con ayuda de programas de cómputo para determinar si el uso de este dispositivo es viable para añadirse al banco de pruebas.

Referencias de Capítulo II

- II.1. A. Rodríguez-Carmona. (2000). Diálisis peritoneal automática. 25 de Abril de 2022, de Nefrología Sitio web: <https://www.revistanefrologia.com/es-pdf-X0211699500026049>
- II.2. Savia . (2019). Irrigación. 25 de Abril de 2022, de MAPFRE Sitio web: <https://www.saludsavia.com/contenidos-salud/otros-contenidos/irrigacion>
- II.3. Fátima M, & Tijera H (2015). Anatomía y fisiología del peritoneo. Torres E, & Francis J, & Sahagún F, & Stalnikowitz D(Eds.), Gastroenterología. McGraw Hill. <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1475§ionid=101527585>
- II.4. R. Falero Pérez, F.J. Díaz Formoso, M. R. Rodríguez Falcón, M. A. Santana Rodríguez. Recuerdo anatómico: Espacios peritoneales y retroperitoneales. 25 de Abril de 2022, de SERAM Sitio web: <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/download/1503/765/>

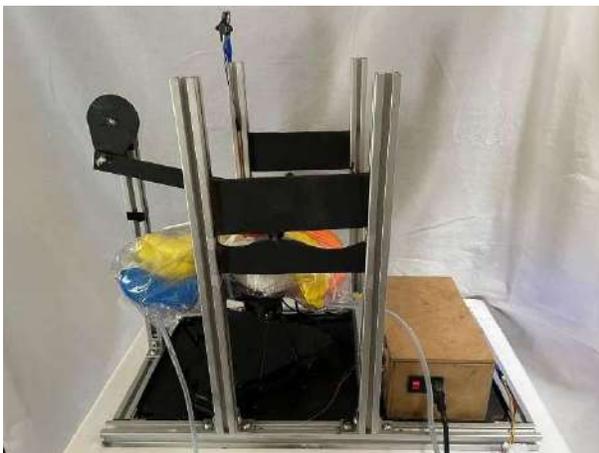
- II.5. Gotloib L., Shostak A., Wajsbrodt V. Aspectos funcionales del peritoneo como membrana de diálisis. La diálisis peritoneal. Montenegro J., Olivares J., págs. 27-56.
- II.6. D. Francisco Cirera Segura. (2022). PRUEBAS FUNCIONALES: PROTOCOLO DEL T.E.P.. 25 de Abril de 2022, de Unidad Uro-nefrológica. H.H.U.U. Virgen del Rocío. Sitio web: https://www.revistaseden.org/files/3065_pruebas%20funcionales.pdf
- II.7. Nephrocare. (2022). Diálisis peritoneal en casa. 25 de Abril de 2022, de Fresenius Medical Care España Sitio web: <https://www.nephrocare.es/pacientes/opciones-terapeuticas/dialisis-peritoneal-en-casa.html>
- II.8. Trujillo Campos Carmen. (2022) Tipos de diálisis peritoneal. 25 de Abril de 2022, de SEDEN Sitio web: https://www.revistaseden.org/files/Articulos_3889_ema493803.pdf
- II.9. NPunto Martínez Arroyo, I. (2020). Traumatismo Abdominal Grave: Biomecánica De La Lesión Y Manejo Terapéutico. NPunto Volumen III. Número 25. Abril 2020. <https://www.npunto.es/revista/25/traumatismo-abdominal-grave-biomecanica-de-la-lesion-y-manejo-terapeutico>
- II.10. Eafit. (2021). ¿Qué pasa mientras dormimos? 25 de Abril de 2022, de Universidad EAFIT Sitio web: <https://www.eafit.edu.co/ninos/reddelaspreguntas/Paginas/que-pasa-mientras-dormimos.aspx>
- II.11. Estivil. (2022). Movimientos de las Extremidades. 25 de Abril de 2022, de Clínica del sueño Estivil Sitio web: <http://doctorestivil.es/transtornos-del-sueno/movimientos-las-extremidades/>
- II.12. REAL ACADEMIA ESPAÑOLA: Diccionario de la lengua española, 23.^a ed., [versión 23.5 en línea]. <<https://dle.rae.es>> [25 de Abril de 2022].
- II.13. Vicente Pérez Díaz, Sandra Sanz Ballesteros, Esther Hernández García, Elena Descalzo Casado, Irene Herguedas Callejo, Cristina Ferrer Perales. (2017). Intraperitoneal pressure in peritoneal dialysis. 25 de Abril de 2022, de Nefrología Sitio web: <https://www.revistanefrologia.com/en-relacionados-intraperitoneal-pressure-in-peritoneal-dialysis-articulo-S2013251417301864>
- II.14. Woodcock, T. E., and Thomas M. Woodcock. "Revised Starling equation and the glycocalyx model of transvascular fluid exchange: an improved paradigm for prescribing intravenous fluid therapy." *British journal of anaesthesia* 108.3 (2012): 384-394.
- II.15. Rioja. (2022). Posibles incidencias durante la diálisis peritoneal y sus soluciones. 25 de Abril de 2022, de Escuela de paciente Rioja Salud Sitio web: <https://escuelapacientes.riojasalud.es/erc/educacion-pacientes/dialisis-peritoneal/84-incidencias-soluciones-dialisis-peritoneal>
- II.16. Guadalupe S, Marcela. Determinación indirecta de temperatura de solución para diálisis peritoneal con termómetro infrarrojo. SANUS [Internet]. 11 de agosto de 2019 [citado 25 de abril de 2022]; (5):6-12. Disponible en: <https://sanus.unison.mx/index.php/Sanus/article/view/119>
- II.17. Esha Chakraborty. (2022). ¿Qué es un robot paralelo? | Cinemática | 4 tipos importantes. 14 de Mayo de 2022, de Lambdageeks Sitio web: <https://es.labdageeks.com/parallel-robot-kinematics/>
- II.18. ARACIL,Rafael.et.al'. ROBOTS PARALELOS: Maquinas con un pasado para una robótica del futuro. Enero, 2006. Vol. 3. no.1.ISSN 1697-7912, P.16-28
- II.19. C. M. Gosselin and J. -F. Hamel, "The agile eye: a high-performance three-degree-of-freedom camera-orienting device," *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1994, pp. 781-786 vol.1, doi: 10.1109/ROBOT.1994.351393.
- II.20. Rafael Aracil, Roque J. Saltarén, José Ma Sabater, Oscar Reinoso. (Enero 2006). Robots paralelos: Máquinas con un pasado para una robótica del futuro. RIAI, Vol. 3, 16-28.
- II.21. Katherin Duarte B, Carlos Borrás P. (2016). Generalidades de robots paralelos. *Visión electrónica*, Vol. 10, pág. 1.

Referencias de imágenes del Capítulo II

- II.1. R. Falero Pérez, F.J. Díaz Formoso, M. R. Rodríguez Falcón, M. A. Santana Rodríguez. Recuerdo anatómico: Espacios peritoneales y retroperitoneales. 25 de Abril de 2022, de SERAM Sitio web: <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/download/1503/765/>
- II.2. Antonio Saffie. (2007). Anatomía y fisiología de la membrana peritoneal. 25 de Abril de 2022, de Medwave Sitio web: <https://www.medwave.cl/link.cgi/Medwave/PuestaDia/Cursos/3604>

- II.3. Espín J., Mérida J.A. Sánchez-Montesinos I. Lecciones de anatomía humana. Librería Fleing Granada (2003).
- II.4. Longo DL, Fauci AS, Kasper DL, Hauser SL, Jameson JL, Loscalzo J: HARRISON Principios de Medicina Interna, 18a edición: www.harrisonmedicina.com
- II.5. D. Francisco Cirera Segura. (2022). PRUEBAS FUNCIONALES: PROTOCOLO DEL T.E.P.. 25 de Abril de 2022, de Unidad Uro-nefrológica. H.H.U.U. Virgen del Rocío. Sitio web: https://www.revistaseden.org/files/3065_pruebas%20funcionales.pdf
- II.6. Eafit. (2021). ¿Qué pasa mientras dormimos? 25 de Abril de 2022, de Universidad EAFIT Sitio web: <https://www.eafit.edu.co/ninos/reddelaspreguntas/Paginas/que-pasa-mientras-dormimos.aspx>
- II.7. Woodcock, T. E., and Thomas M. Woodcock. "Revised Starling equation and the glycocalyx model of transvascular fluid exchange: an improved paradigm for prescribing intravenous fluid therapy." *British journal of anaesthesia* 108.3 (2012): 384-394.
- II.8. Guadalupe S, Marcela. Determinación indirecta de temperatura de solución para diálisis peritoneal con termómetro infrarrojo. SANUS [Internet]. 11 de agosto de 2019 [citado 25 de abril de 2022]; (5):6-12. Disponible en: <https://sanus.unison.mx/index.php/Sanus/article/view/119>
- II.9. Yang, Guilin & Chen, I-Ming & Chen, Weihai & Yeo, Song. (2003). Design and analysis of a 3-RPRS modular parallel manipulator for rapid deployment. *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM*. 2. 1250 - 1255 vol.2. 10.1109/AIM.2003.1225522.
- II.10. C. M. Gosselin and J. . -F. Hamel, "The agile eye: a high-performance three-degree-of-freedom camera-orienting device," *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1994, pp. 781-786 vol.1, doi: 10.1109/ROBOT.1994.351393.
- II.11. Assad, M. (2013). Caracterização do comportamento dinâmico de componentes de um sistema pneumático de atuação para controle de sistemas mecânicos em escala [PhD Thesis].
- II.12. Gavilán, María & Muñoz, Jose. (2006). Simulación por dinámica molecular del movimiento de un trompo pesado. *Revista de la Sociedad Colombiana de Física*, ISSN 0120-2650, Vol. 38, N°. 1, 2006, pags. 417-424.

Capítulo III: Diseño y construcción del banco de pruebas



Resumen

El desarrollo del presente capítulo muestra detalladamente los elementos utilizados durante la construcción del banco de pruebas, así como la programación de los ciclos de operación que permitirá alterar los valores y observar los resultados durante el desarrollo de la terapia de diálisis peritoneal automatizada.

El diseño del banco de pruebas está basado en las necesidades de un dispositivo para terapia de diálisis peritoneal [III.1] el cual necesita cumplir con estándares que no atenten contra la salud de los pacientes que lo utilicen.

Las etapas en las que trabaja este dispositivo son 3, la mecánica, la electrónica y la de control, en la mecánica se involucran los elementos que permiten el transporte del fluido de diálisis peritoneal, en la electrónica se trata del controlador de la máquina que permite accionar todos los elementos a diferentes instantes y niveles, la de control que es en donde los sensores retroalimentan a la máquina para poder obtener las lecturas y continuar con el proceso.

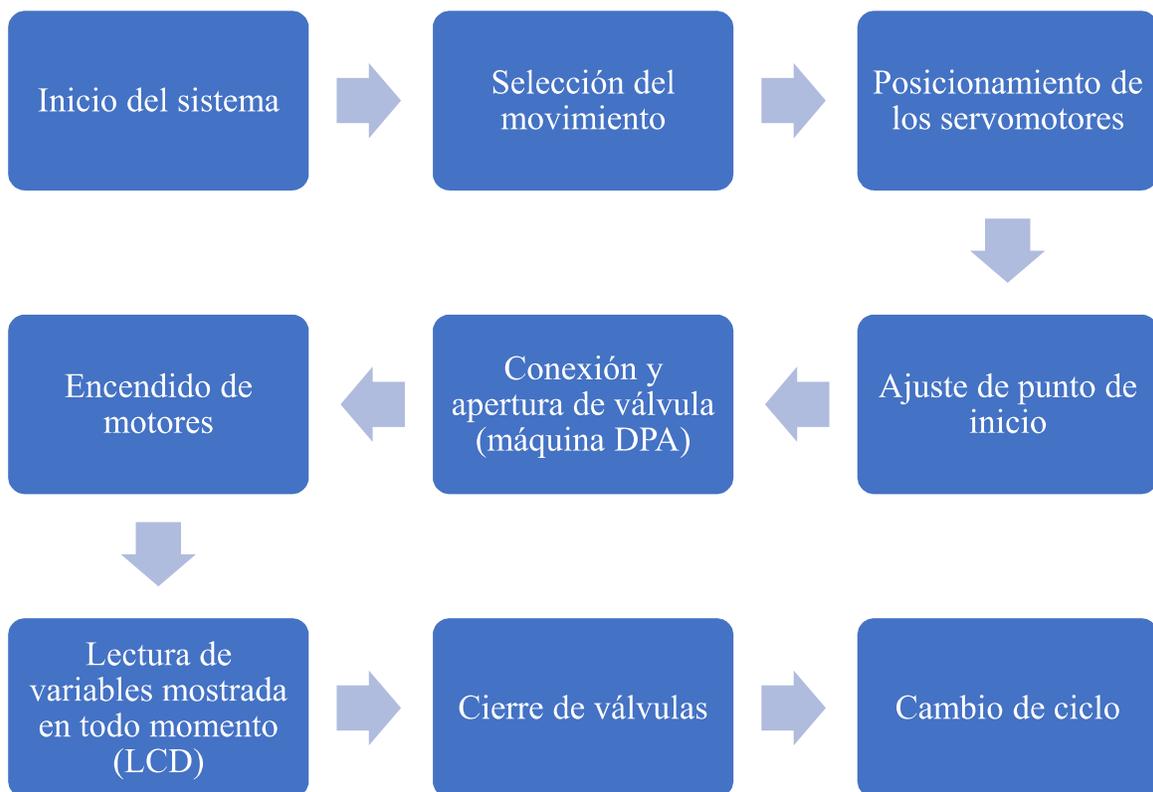


Fig. III. 1 Diagrama de flujo del proceso del banco de pruebas.

La figura 30 demuestra que la máquina es capaz de operar de manera automática si así se desea, entonces, el banco de pruebas debe mantener los registros en todo momento para arrojar valores en tiempo real de la terapia en curso.

Por lo que, el primer requerimiento que se observa es una lectura constante de variables inmersas en la terapia.

Ahora bien, las variables que intervienen en el proceso de diálisis son principalmente 4; presión, flujo, temperatura y volumen.

Variable	Valor ideal	Valores mínimos permitidos	Valores máximos permitidos
Presión (cmH20)	10-16 (adultos) 5-15 (niños)	> 10 > 5	< 18
Temperatura (°C)	35°	34°	< 40°
Flujo de entrada (L/min)	0.25	0.2	0.25
Volumen infundido (L)	2L (propuesto)		
Volumen drenado (L)	>2L		

Tabla III. 1 Variables medidas durante la terapia.

El volumen drenado se estima a través de un cálculo con las ultrafiltraciones durante la terapia, además si el volumen drenado no es al menos el mismo que el infundido probablemente exista retención del líquido dializante y puede ocasionar problemas más adelante, por lo que deben ajustarse los parámetros del volumen infundido.

El dispositivo debe ser capaz de leer las variables al mismo tiempo, y debe mantener un entorno parcialmente cerrado para que las lecturas sean estables, y también lograr liberar el fluido para realizar más pruebas, en este caso se diseñará una cavidad peritoneal artificial que contenga al fluido y otros elementos que simularan ser los órganos que se encuentran en esta área.

Por otro lado, como ya se mencionó, las personas durante las 5 fases del sueño suelen tener movimientos involuntarios que alteran la respiración y por ende las presiones internas del área peritoneal, que es en donde se instala el catéter de Tenckoff [III.2], para simular estos movimientos se requiere de un medio por el cual la cavidad peritoneal artificial pueda alterar en cierta medida estas acciones y de esa forma asegurar que la máquina de diálisis no afecta al modificar las variables a niveles perjudiciales para el cuerpo humano, se sugiere el uso de una plataforma Stewart que contiene 6 grados de libertad, es decir, 6 actuadores que permiten alterar el movimiento a diferentes posiciones en diferentes intervalos de tiempo, ya que durante la noche no existe solamente 1 movimiento periódico de las extremidades (PLMS) sino que ocurren de entre 5 a 90 segundos durante hasta más 1 hora [III.3] que, aunque no despierten siempre a las personas, si interrumpen su sueño y pueden regresarlos a una fase en la que los movimientos no estén bloqueados y así la respiración se ve alterada y aumente la presión intraperitoneal.

El banco de pruebas paso por distintas fases de diseño en donde se planeó cumplir con los requerimientos para lograr una simulación casi idéntica con respecto a los movimientos del peritoneo. Al principio el objetivo para recrear los movimientos era se realizaba con un conjunto de engranes que movían a la plataforma en diferentes puntos, pero esto se reemplazó por la plataforma Stewart al permitir una mayor movilidad dentro de los actuadores ubicados en la parte inferior.

Por otro lado, el movimiento del mecanismo biela-manivela era realizado por un elemento que por la parte inferior de la cavidad peritoneal empujaba de forma cíclica esa sección y posteriormente se sustituyó por el rodillo propuesto.

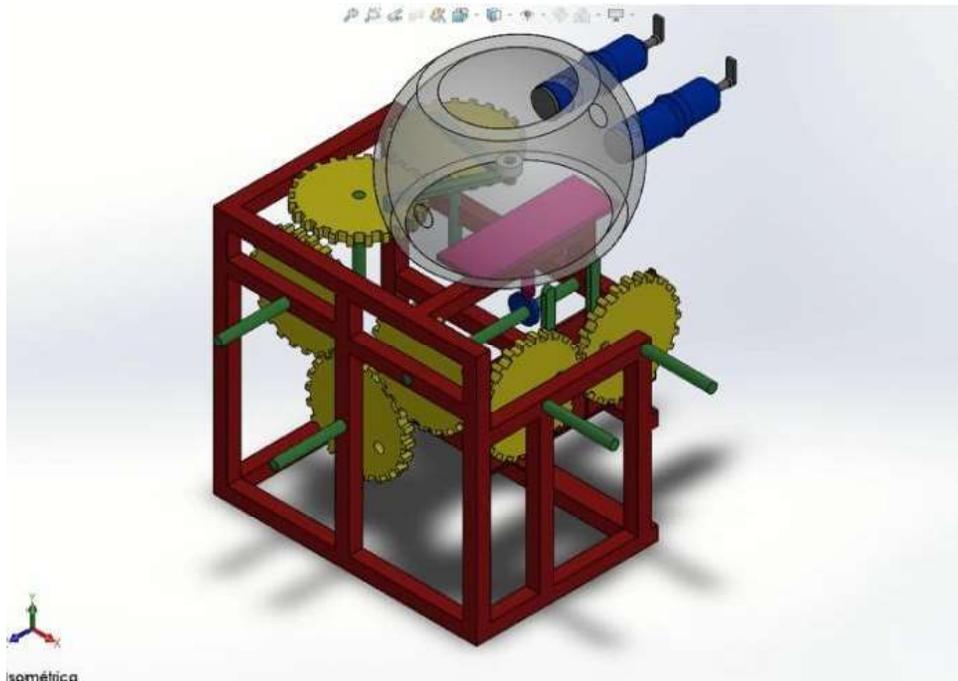


Fig. III. 2 Prototipo 1.0 del banco de pruebas.

III.1 Estructura del banco de pruebas

Ahora bien, para la estructura es necesario que sea capaz de soportar el peso de la plataforma y además la cavidad peritoneal artificial con sus elementos, por lo que se planteó el diseño de la siguiente manera:

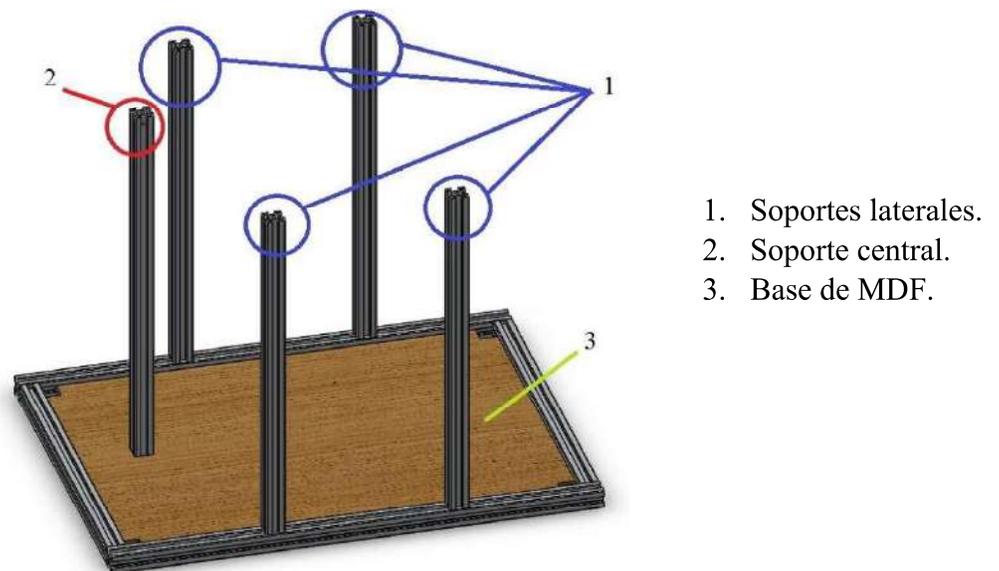


Fig. III. 3 Estructura ensamblada de la plataforma Stewart.

En la figura 29, se observan los soportes de los laterales (1) que sostendrán la guía de carrera del rodillo, el soporte central (2) que sostendrá al motor del mecanismo biela-

manivela y será colocado de acuerdo con la distancia de carrera del rodillo y por último la base de la plataforma sostenida por las barras de aluminio como se indica.

El material de las bases del banco de pruebas es de MDF o tablero de fibras de densidad media por sus siglas en inglés (Medium Density Fibreboard) reduciendo el peso del banco de pruebas y la estructura está hecha de perfil de aluminio ranurado permitiendo el ensamblaje de más elementos a la estructura de manera sencilla.

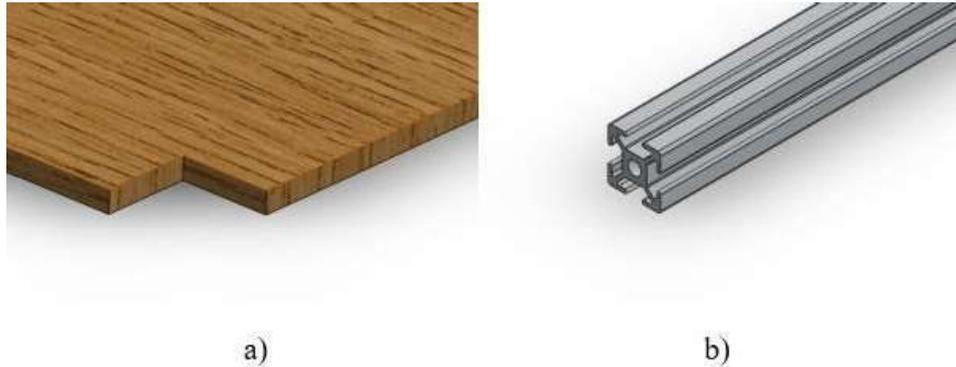


Fig. III. 4 a) MDF de 5mm de grosor, b) Perfil de aluminio ranurado.

I.2 Mecanismo Biela-manivela

Ya ensamblada la estructura se colocan las guías de la carrera del rodillo y también el mecanismo biela-manivela de la siguiente forma:

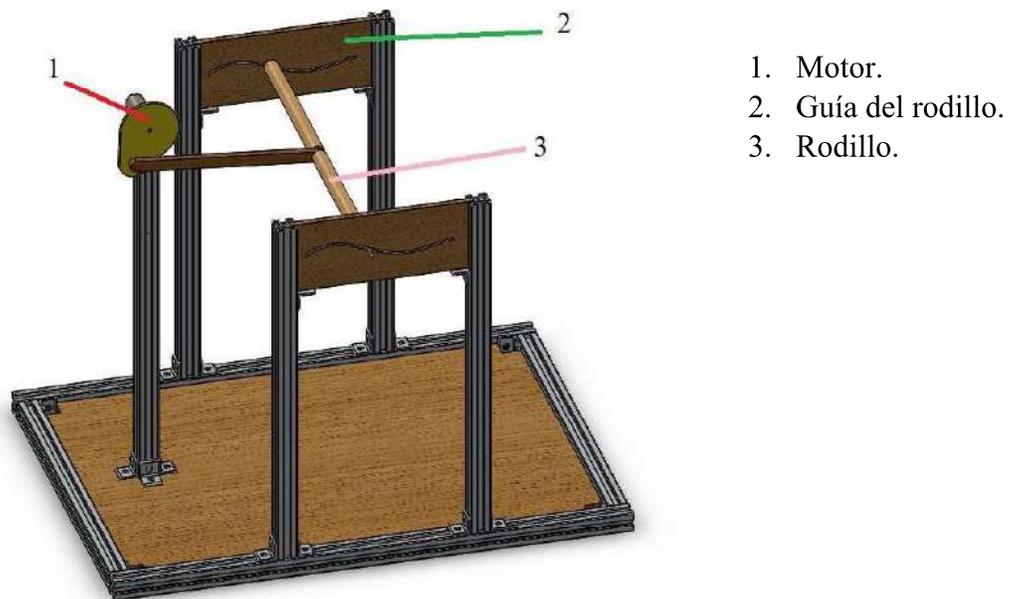


Fig. III. 5 Mecanismo biela-manivela ensamblado.

La posición del motor (1) depende de la altura de la plataforma Stewart por tanto los cálculos de la velocidad y la aceleración son en función de esta característica, de igual

forma, la guía del rodillo (2) puede ser ajustada si la cavidad peritoneal artificial (CPA) aumenta su tamaño por el fluido infundido, por último, el rodillo (3) ejerce presión sobre la CPA pero al seguir la guía en forma de curva se realiza de manera en que imita el movimiento peristáltico de los intestinos al digerir comida, siendo presionado de forma parcial.

La función del rodillo es ejercer una presión que emule dos partes, la respiración al realizarse aumenta los niveles de la presión intraperitoneal (PIP) de esta forma se crea una alteración que puede ser añadida como variable de control, y además los mismos órganos se mueven dentro del cuerpo por lo que se simula estos pequeños cambios con el rodillo presionando de forma intermitente en distintos puntos del peritoneo.

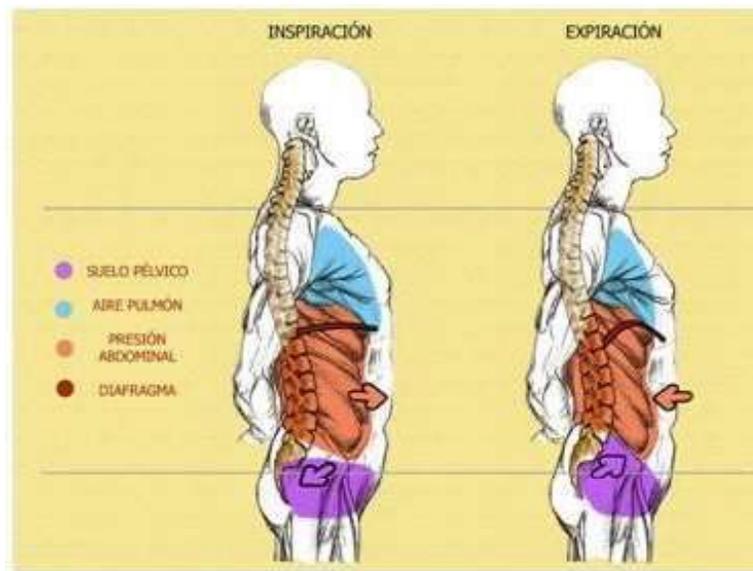


Fig. III. 6 Presión intraperitoneal aumenta y disminuye por inhalación y exhalación [III.1].

Los cálculos del mecanismo biela-manivela inmersos se constituyen por las ecuaciones de velocidad y aceleración como se muestra en la figura 35

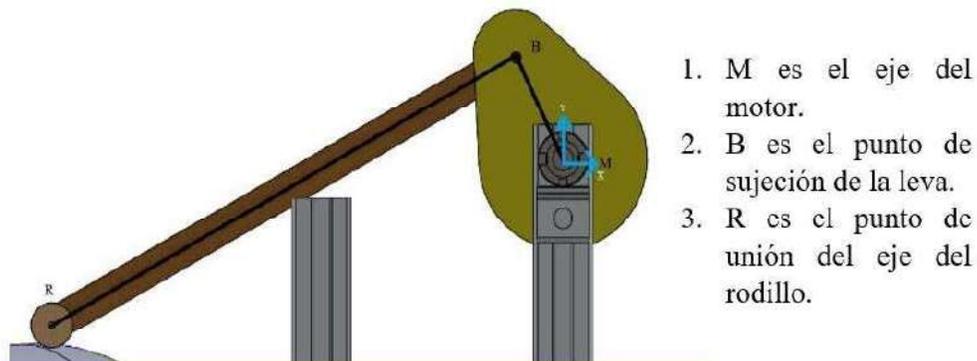


Fig. III. 7 Mecanismo-biela manivela.

$$\vec{r}_{R/M} = \vec{r}_{B/M} + \vec{r}_{R/B} \quad (1)$$

$$\vec{v}_{R/M} = \vec{v}_{B/M} + \vec{v}_{R/B} \quad (2)$$

La ecuación 1 describe la posición y la 2 describe la velocidad al establecer que esta última está dada por:

$$\vec{v} = \vec{\omega} \times \vec{r} \quad (3)$$

En donde la velocidad es igual al producto cruz entre la velocidad angular y la posición del vector lo cual resulta:

$$\begin{pmatrix} v_R \\ 0 \end{pmatrix} = \omega_1 \begin{pmatrix} -(r_{B/M})_y \\ (r_{B/M})_x \end{pmatrix} + \omega_2 \begin{pmatrix} -(r_{R/B})_y \\ (r_{R/B})_x \end{pmatrix} \quad (4)$$

Posteriormente la velocidad es obtenida y la aceleración tiene un procedimiento similar como se muestra:

$$\vec{a}_{R/M} = \vec{a}_{B/M} + \vec{a}_{R/B} \quad (5)$$

Sabiendo que la aceleración se obtiene con:

$$\vec{a} = \vec{\alpha} \times \vec{r} + \vec{\omega} \times \vec{v} = \vec{\alpha} \times \vec{r} + \vec{\omega} \times \vec{\omega} \times \vec{r} \quad (6)$$

Y la solución resulta en la siguiente ecuación:

$$\begin{pmatrix} a_R \\ 0 \end{pmatrix} = -\omega_1^2 \begin{pmatrix} (r_{B/M})_y \\ (r_{B/M})_x \end{pmatrix} + \alpha_2 \begin{pmatrix} -(r_{R/B})_y \\ (r_{R/B})_x \end{pmatrix} - \omega_2^2 \begin{pmatrix} (r_{R/B})_x \\ (r_{R/B})_y \end{pmatrix} \quad (7)$$

Resolviendo para ambas ecuaciones se obtiene, de lo cual con los datos conocidos se puede obtener los valores de velocidad y aceleración en caso de ser requeridos:

$$(v_R \ 0) = \omega_1 \begin{pmatrix} -(r_{B/M})_y & (r_{B/M})_x \end{pmatrix} + \omega_2 \begin{pmatrix} -(r_{R/B})_y & (r_{R/B})_x \end{pmatrix} \quad (8)$$

$$(a_R \ 0) = -\omega_1^2 \begin{pmatrix} (r_{B/M})_y & (r_{B/M})_x \end{pmatrix} + \alpha_2 \begin{pmatrix} -(r_{R/B})_y & (r_{R/B})_x \end{pmatrix} - \omega_2^2 \begin{pmatrix} (r_{R/B})_x & (r_{R/B})_y \end{pmatrix} \quad (9)$$

Con los valores de la máquina se establece de la siguiente forma la solución:

$$(v_R \ 0) = \omega_1(-(-2.163)_y \ (6.657)_x) + \omega_2(-(-8.652)_y \ (26.629)_x) \quad (10)$$

Y para la aceleración se tiene:

$$(a_R \ 0) = -\omega_1^2((-2.163)_y \ (6.657)_x) + \alpha_2(-(-8.652)_y \ (26.629)_x) - \omega_2^2((-8.652)_y \ (26.629)_x) \quad (11)$$

III.3 Plataforma Stewart

La plataforma Stewart está diseñada en base al análisis siguiente:

Al poseer 2 planos fijos conectados por 6 elementos se considera la base como marco de referencia con los ejes x, y, z, cada uno siendo ortogonal, se tiene la matriz de rotación siguiente:

$${}^pR_b = R_x(\varphi)R_y(\theta)R_z(\psi) = \begin{pmatrix} \cos \theta \cos \psi & -\cos \varphi \sin \psi + \sin \varphi \sin \theta \cos \psi & \sin \varphi \sin \psi + \cos \varphi \sin \theta \cos \psi \\ \cos \theta \sin \psi & \cos \varphi \cos \psi + \sin \varphi \sin \theta \sin \psi & -\sin \varphi \cos \psi + \cos \varphi \sin \theta \sin \psi \\ -\sin \theta & \sin \varphi \cos \theta & \cos \varphi \cos \theta \end{pmatrix} \quad (12)$$

De acuerdo con la siguiente figura el análisis cinemático se debe presentar con la metodología presentada:

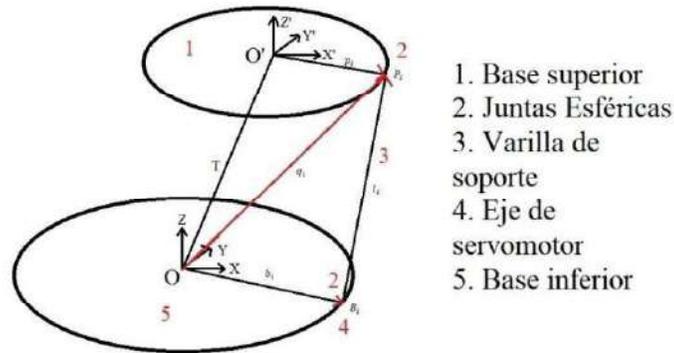


Fig. III. 8 Análisis cinemática de plataforma Stewart.

$$q_i = T + {}^pR_b \cdot p_i \quad (13)$$

En donde T es el vector de traslación el cual representa el desplazamiento lineal de la posición del origen con respecto al marco de referencia de la Base y p_i es el vector que define el punto unión la barra con la base móvil respecto a la base fija.

De la misma forma, se obtiene la longitud l_i la cual será variable de acuerdo con los movimientos de la plataforma y se representa con la siguiente ecuación:

$$l_i = T + {}^pR_b \cdot p_i - b_i \quad (14)$$

En donde b_i es el vector que define el punto de unión del servomotor con la barra, la ecuación anterior se debe realizar para cada longitud de los actuadores, de lo anterior, se requiere utilizar las coordenadas en los 3 planos para poder determinar las longitudes en cada caso, además se toma en cuenta la rotación de los servomotores como positiva de (-90° a 90°) y negativa de (90° a -90°) debido a la posición contraria en que se colocan [III.4-III.5].

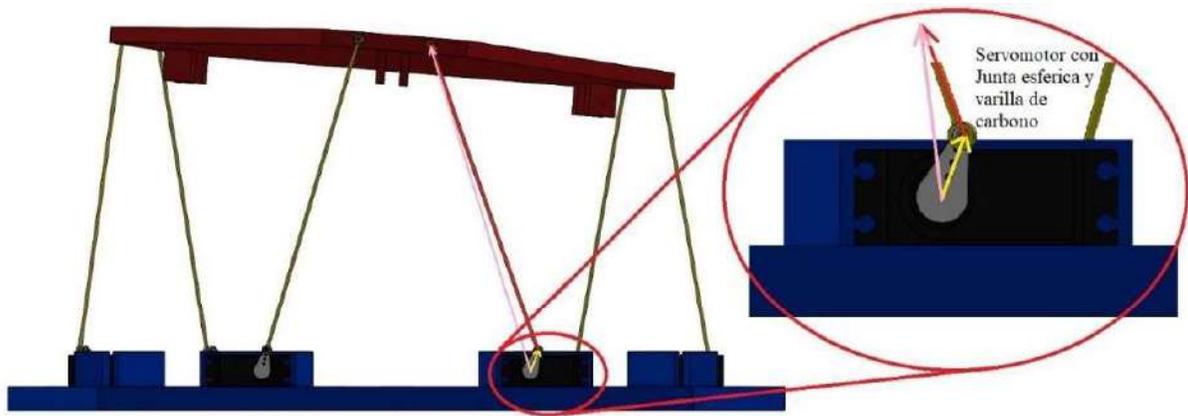


Fig. III. 9 Interpretación de vectores respecto al servomotor.

La elección de materiales para la construcción de la plataforma se basa en el peso que debe soportar durante las pruebas, ya que debe ser capaz de mantener el equilibrio y no vencer los servomotores para evitar complicaciones durante la terapia.

III.4 Cavidad peritoneal

El peritoneo como se definió previamente es una membrana serosa conformada principalmente por dos paredes, el peritoneo visceral al 80% que cubre parcialmente los órganos y brinda soporte y el parietal al 20% que cubre las paredes internas de la cavidad.

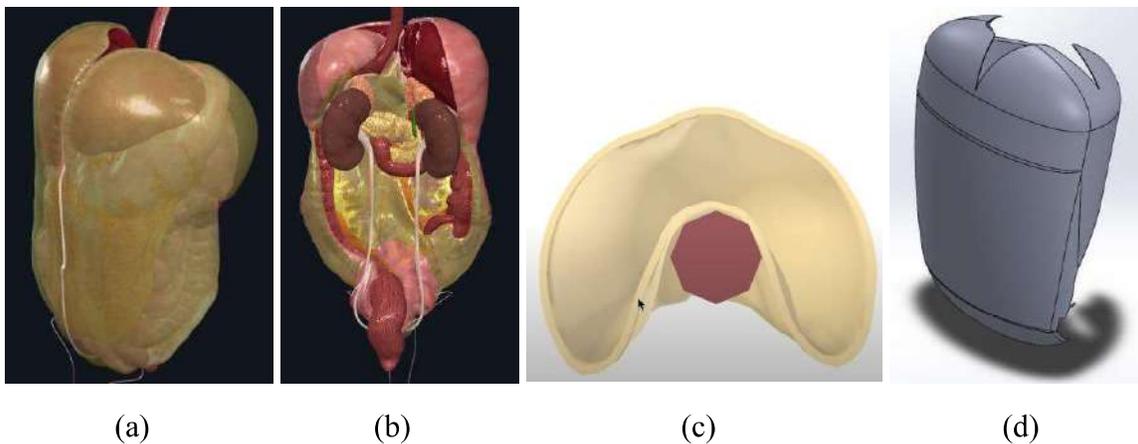


Fig. III. 10 (a) Peritoneo parietal, (b) Peritoneo visceral, (c) Simulación de peritoneo sobre órganos, (d) Modelo propuesto en CAD.

Como se muestra en la figura 36 (a) y (b) se cumple la definición de ser una membrana que cubre y sostiene a los órganos, por ello para entender el funcionamiento y como se puede analizar para modelarlo es necesario entender que al igual que una sábana que cubre algún objeto, el peritoneo solo está por encima constantemente cayendo sobre los órganos pero de igual forma les da un soporte que permite que no se salgan de su lugar así como se muestra en la misma figura pero sección (c), dando como resultado posible el análisis de una bolsa de plástico extendida y sin forma específica al igual que en la sección (d).

Por lo tanto, el diseño de la cavidad peritoneal artificial está constituido de la siguiente manera.

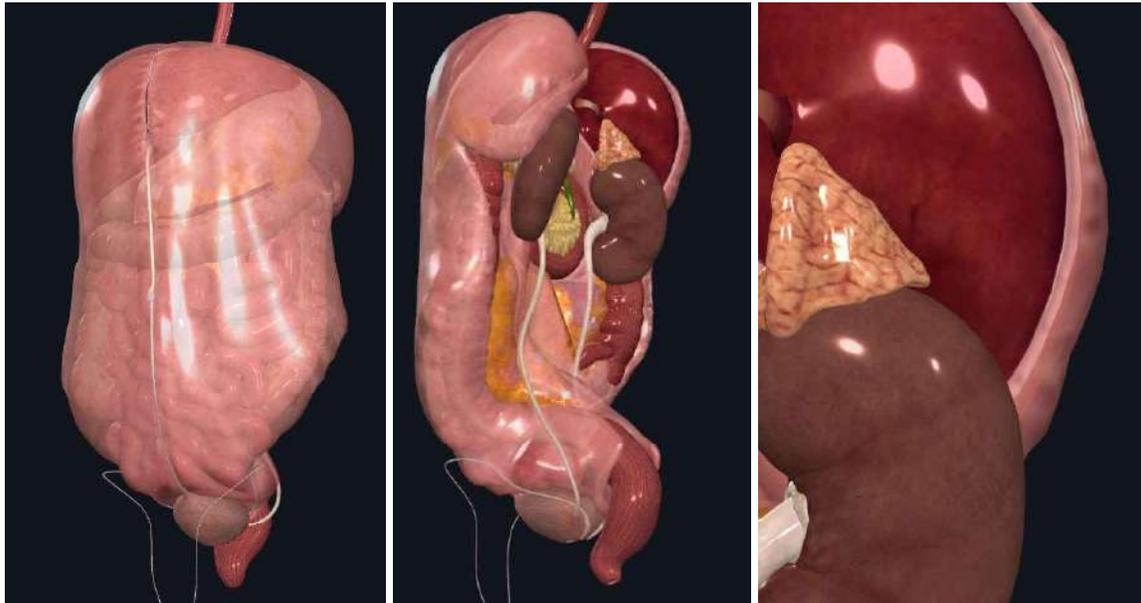
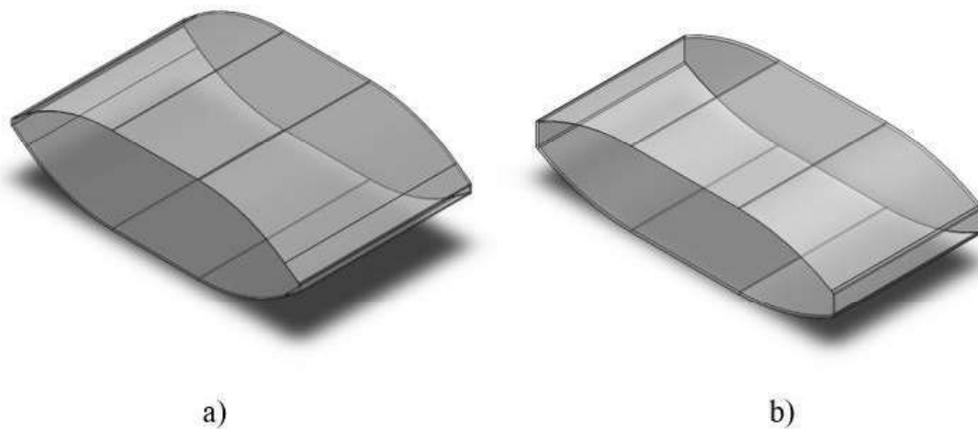


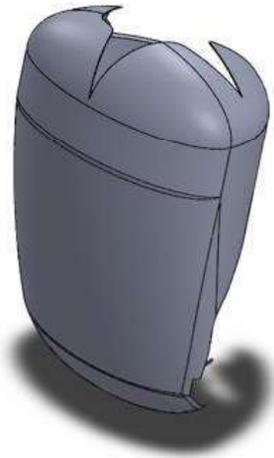
Fig. III. 11 Peritoneo con órganos debajo.

Como se logra observar el peritoneo cumple su definición de ser una membrana que recubre ciertos órganos, dicho esto, el análisis de la bolsa sería válido para su desarrollo, al encontrarse sobre los órganos debido a que no está sujeta por ninguna conexión solo recae por encima de los órganos y algunos son cubiertos casi por completo.

Entre el peritoneo y los órganos, se crea una cavidad que, al ser realizada la diálisis peritoneal, es en donde se inserta el catéter de Tenckhoff ya que en esa parte se almacena el líquido que los riñones no logran filtrar y tiene que ser removido para posteriormente limpiar con el líquido dializante de la terapia.

El diseño en CAD se presenta de la siguiente manera:





c)

Fig. III. 12 Diseños preliminares: a) Diseño del Peritoneo v. 1.0, b) Fig. X Diseño del Peritoneo v. 2.0, c) Fig. X Diseño del Peritoneo v. 3.0.

Como se observa en la figura anterior, a lo largo del desarrollo del trabajo se propusieron diferentes diseños, con la premisa de utilizar la cavidad como una bolsa que guarda dentro ciertos órganos hasta llegar a la versión 3.0 en donde se logra desarrollar el concepto de la membrana que descansa sobre los órganos y la cavidad que se forma entre estos y el peritoneo se utiliza la bolsa para almacenar el líquido, esquematizado de la siguiente forma con la cubierta simulando el cuerpo humano.

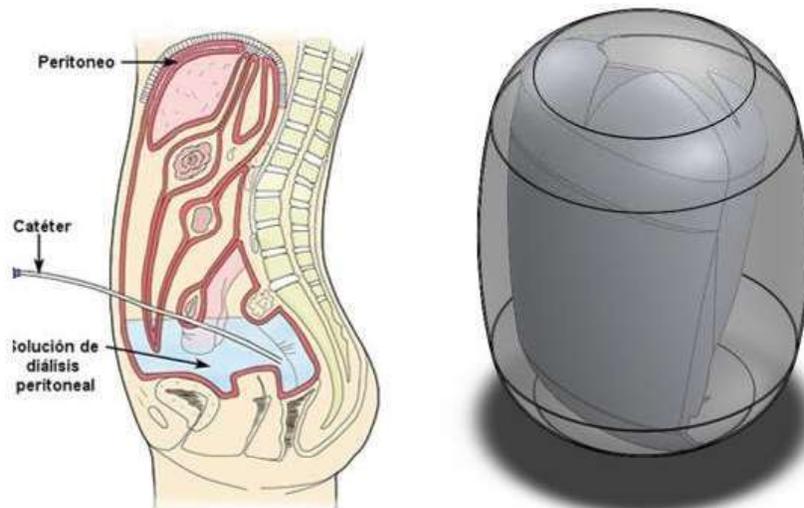


Fig. III. 13 Simulación de peritoneo en CAD [2].

Para el diseño interno de la cavidad peritoneal se consideran los órganos que están en contacto directo con el peritoneo, los cuales se muestran en la siguiente figura con los pesos correspondientes promedio, ya que tiene variaciones dependiendo del género de la persona [III.6].

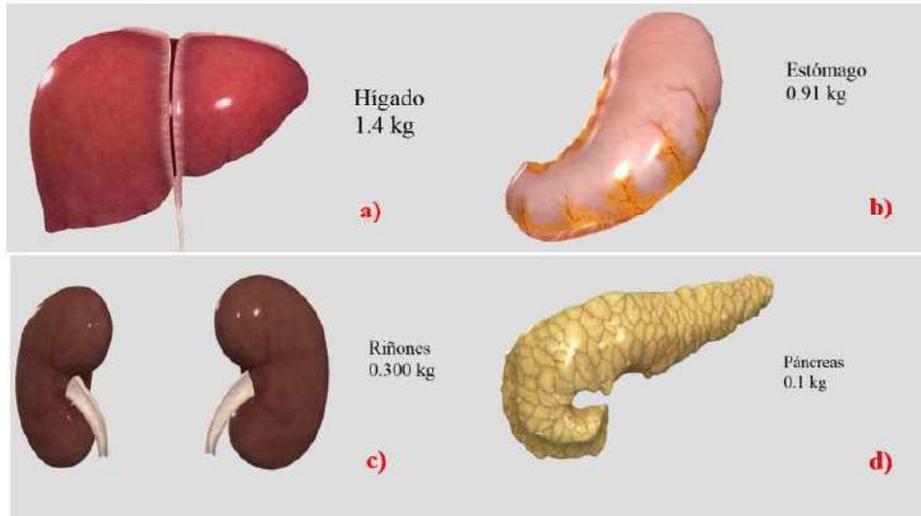


Fig. III. 14 Pesos promedio de órganos a utilizar en cavidad peritoneal, a) Hígado, b) Estómago, c) Riñones, d) Páncreas.

Con lo anterior, se sabe que por la suma de los órganos aproximadamente la cavidad pesa 2.7196 kg, en base a este dato, se necesita que la plataforma tenga la capacidad de soportar ese peso, y además se adiciona el líquido de infusión de la terapia que serán 2 L de solución al 2.5% con un peso aproximado de 2 kg, dando como resultado un peso neto de 4.7196 kg más un peso aproximado de 1 kg por parte de los intestinos, se estiman 6 kg como tolerancia para realizar la búsqueda de elementos capaces de soportar ese peso y que la plataforma se mueva libremente sin complicaciones.

Por otro lado, al hablar de la recreación de los movimientos dentro del peritoneo, es necesario definir los parámetros que se requieren imitar, por ejemplo, la manera de moverse del intestino que es peristálticamente, o el fluido peritoneal que permite que los órganos no tengan fricción entre ellos y hace que estén en constante movimiento suave, como se muestra en la figura 35 que puede ser replicado con movimientos oscilantes del centro hacia afuera.

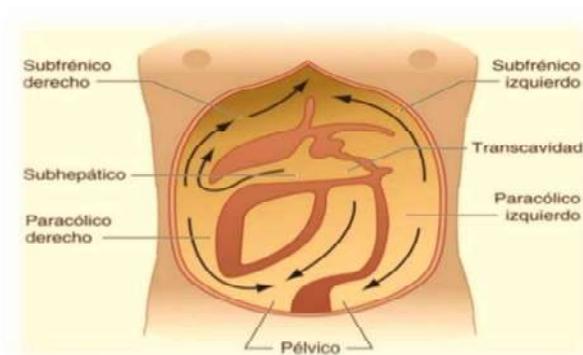


Fig. III. 15 Circulación del fluido peritoneal [III.3].

Con el preámbulo del movimiento de los órganos ya abordado, es posible mencionar qué órganos se verán involucrados en el diseño de la cavidad peritoneal artificial, ya que

elementos grandes como el intestino, el hígado y el estómago son de vital importancia al ser los que poseen mayor masa y ejercen una fuerza significativa dentro del entorno. A Diferencia de los demás elementos, el intestino tiene un peso variable ya que al ser el conducto por el cual constantemente circulan los desechos la masa no tiene peso aproximado, por lo que para fines prácticos se utilizará una medida estándar que será constante durante la terapia.



Fig. III. 16 Bolsa de diálisis utilizada.

Por lo que se utilizan servomotores con un par de funcionamiento de 15 kg/cm alimentados a 5 V y para el soporte se usan juntas esféricas con varillas de carbono para soportar el movimiento alternado de la plataforma.

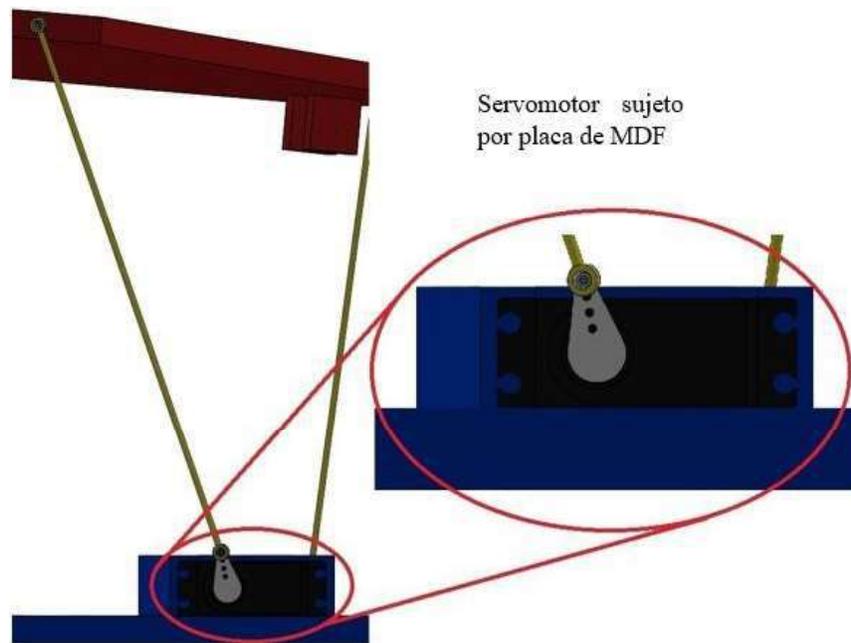


Fig. III. 17 Servomotor y junta esférica con varilla de carbono ensamblada en plataforma Stewart.

III.5 Programación del banco de pruebas

Posteriormente, para controlar todos los elementos mecánicos accionados por los motores del banco de pruebas, se necesita un cerebro que distribuya las etapas de funcionamiento de la máquina, para el caso práctico se utilizó la programación de una tarjeta de Arduino®

permitiendo de esta manera mantener control en cualquier punto de la terapia de diálisis como el siguiente diagrama de flujo lo muestra.

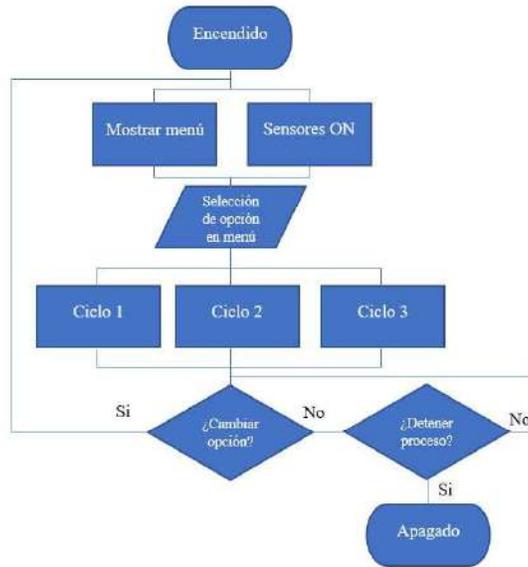


Fig. III. 18 Diagrama de Flujo del cambio entre ciclos.

Se explica de la siguiente manera el método de funcionamiento:

Antes de presentar el código de funcionamiento de la máquina una breve introducción es necesaria para explicar la manera de accionar los motores, al ser movimientos repentinos y por intervalos de tiempo, se plantean 3 ciclos, el primero con un movimiento de la plataforma arriba y abajo, el segundo con un movimiento lado a lado de la plataforma y el último, en forma oscilante de manera que cada motor llegue a una sección en un tiempo continuo al siguiente, se representa de la siguiente manera; para el primer ciclo las posiciones se colocan de la siguiente forma de acuerdo a la distribución de motores mostrada:

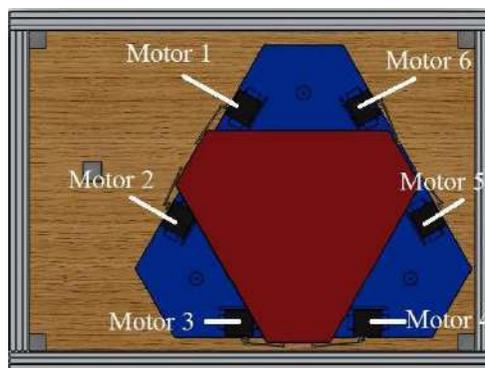


Fig. III. 19 Distribución de motores en la plataforma Stewart.

	Posición 1	Posición 2
Motor 1	180	0

Motor 2	0	180
Motor 3	180	0
Motor 4	0	180
Motor 5	180	0
Motor 6	0	180

Tabla III. 2 Posiciones del ciclo 1.

En este caso, solo se cambia de el punto más bajo al punto más elevado de la plataforma, se puede observar en la siguiente gráfica:

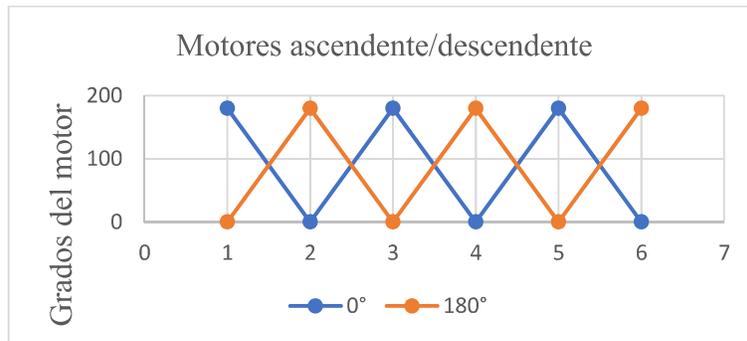


Fig. III. 20 Gráfica del ciclo 1 del posicionamiento de los motores.

Para el ciclo 2, las posiciones ahora utilizaran los siguientes ángulos:

	180°	150°	120°
Motor 1	180	0	90
Motor 2	0	180	90
Motor 3	90	180	0
Motor 4	90	0	180
Motor 5	0	90	180
Motor 6	180	90	0

Tabla III. 3 Posiciones del ciclo 2.

La gráfica se muestra de la siguiente forma:

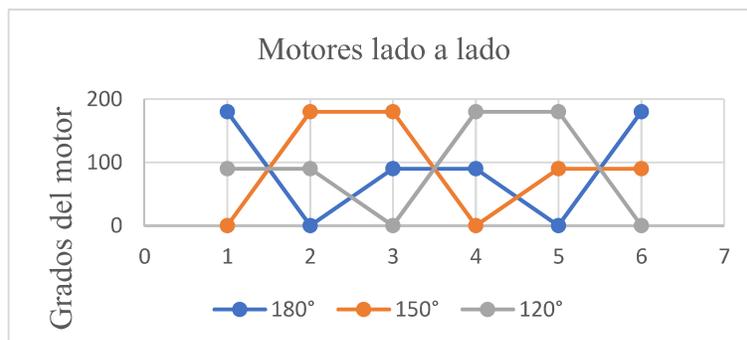


Fig. III. 21 Gráfica del ciclo 2 del posicionamiento de los motores.

Para el ciclo 3 se utilizan los siguientes ángulos:

	Posición 1	Posición 2	Posición 3	Posición 4	Posición 5	Posición 6	Posición 7
Motor 1	180	0	30	60	90	120	150
Motor 2	30	60	90	120	150	180	0
Motor 3	120	150	180	0	30	60	90
Motor 4	90	120	150	180	0	30	60
Motor 5	60	90	120	150	180	0	30
Motor 6	150	180	0	30	60	90	120

Tabla III. 4 Posiciones del ciclo 3.

Para este caso se separan las gráficas primero para entender cómo funciona el ciclo, ya que como se aprecia en las gráficas, cada par de motores continúan su ciclo si las gráficas se continuaran repitiendo, esto permite que la plataforma se mueva en forma de onda, entre más ángulos se utilicen, mejor se apreciará el movimiento.

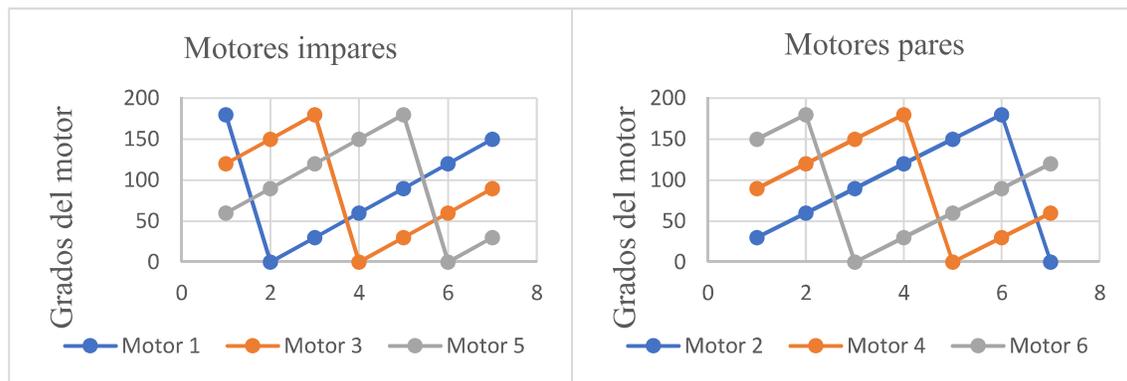


Fig. III. 22 Gráfica de motores pares y Gráfica de motores impares.

Ahora se sobrepone ambas gráficas para relacionar el ciclo continuo que se crea con el cambio de posiciones:

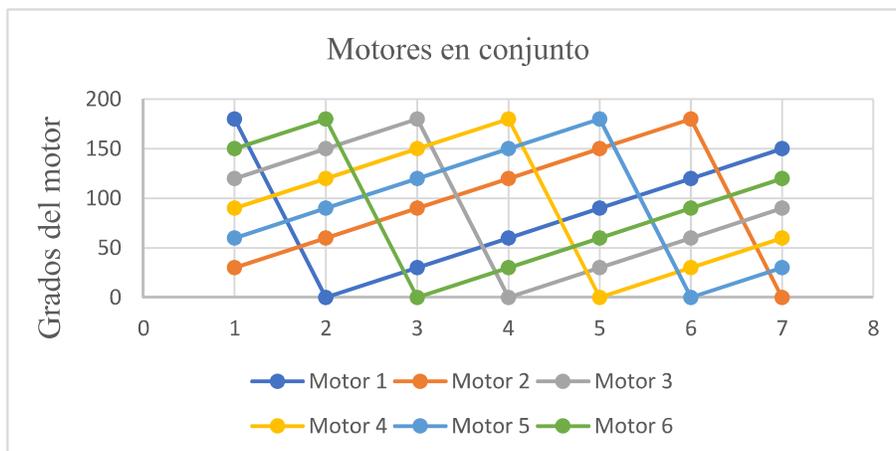


Fig. III. 23 Gráfica del ciclo 3 del posicionamiento de los motores.

Los ciclos descritos refieren al [Anexo A](#) para el código de programación del primer controlador que manipulará la pantalla LCD y mostrará el menú de opciones, así como las lecturas por parte de los sensores. Posteriormente se refiere el [Anexo B](#) para el código del segundo código de programación del controlador restante, el cual se encargará de la operación de servomotores durante los ciclos para la terapia propuesta.

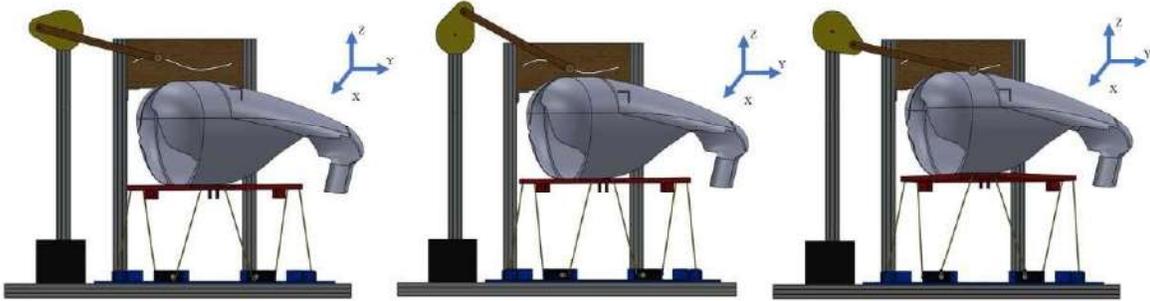


Fig. III. 24 Ciclo 1 (arriba y abajo) con fotogramas, movimiento sobre el eje z.

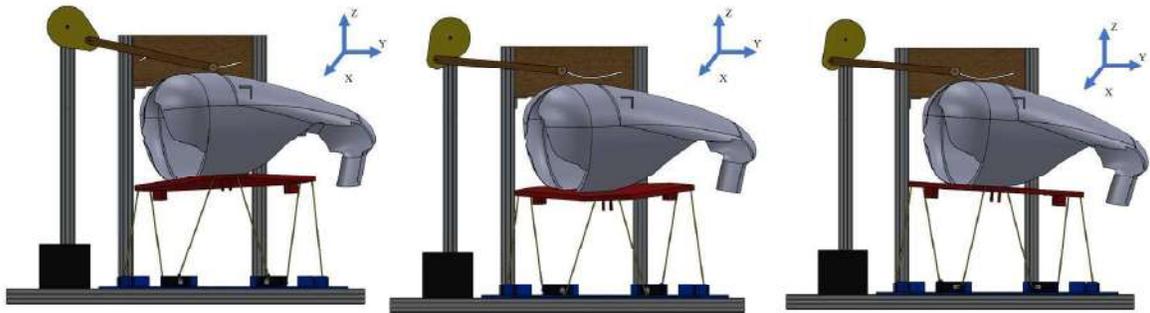


Fig. III. 25 Ciclo 2 (lado a lado) con fotogramas movimiento sobre el plano xy y elevación sobre el eje z.

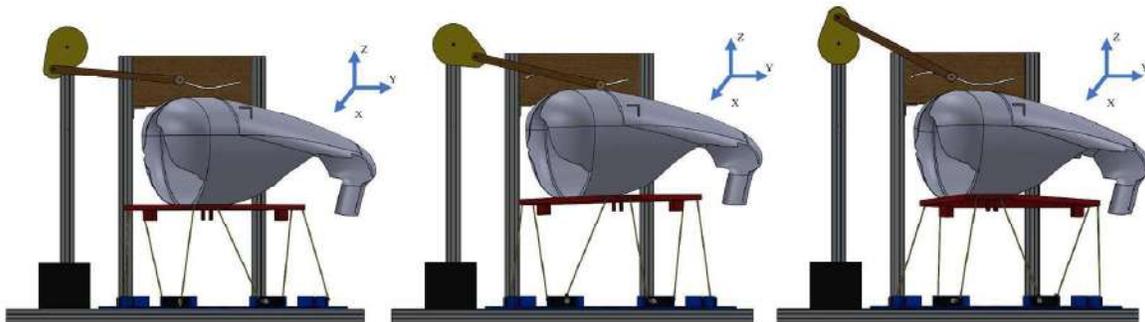


Fig. III.26 Ciclo 3 (onda) con fotogramas, movimiento sobre los 3 planos.

Las figuras anteriores ejemplifican los movimientos programados del menú, al mismo tiempo durante la realización de estos, los indicadores de mediciones hechas por el controlador se muestran en tiempo real para cada medida de la máquina, de esta manera poder realizar un seguimiento ininterrumpido de las variables por lo que el control de motores se lleva a cabo con otro controlador que permite manipular su accionamiento sin alterar de ninguna forma estas lecturas realizadas, como ya se mencionó anteriormente.

La programación emulara las interrupciones de los PLMS (Periodic Limb movements of sleep) que se provocan por algún espasmo muscular o diferentes situaciones que evitan o hacen que la persona salga del sueño profundo en donde se regresa a una fase de sueño que provoca alteraciones en sus movimientos porque la persona recupera el control del cuerpo por instantes; regularmente las interrupciones pueden durar 5 segundos pero pueden ser persistentes hasta 20 veces en una noche, lo que altera la respiración y las presiones internas de la persona.

De esta forma la programación de los movimientos realizados por la plataforma puede variar para obtener así distintas lecturas en más de dos pruebas de funcionamiento.

Ya presentado el código de programación de la máquina, se asegura que el banco de pruebas sea correctamente alimentado con una fuente conmutada de 24V 5A 120W 110/220VCA y se coloca también una sección en donde se localizará la circuitería de la máquina, en la siguiente figura se aprecia una esquematización:

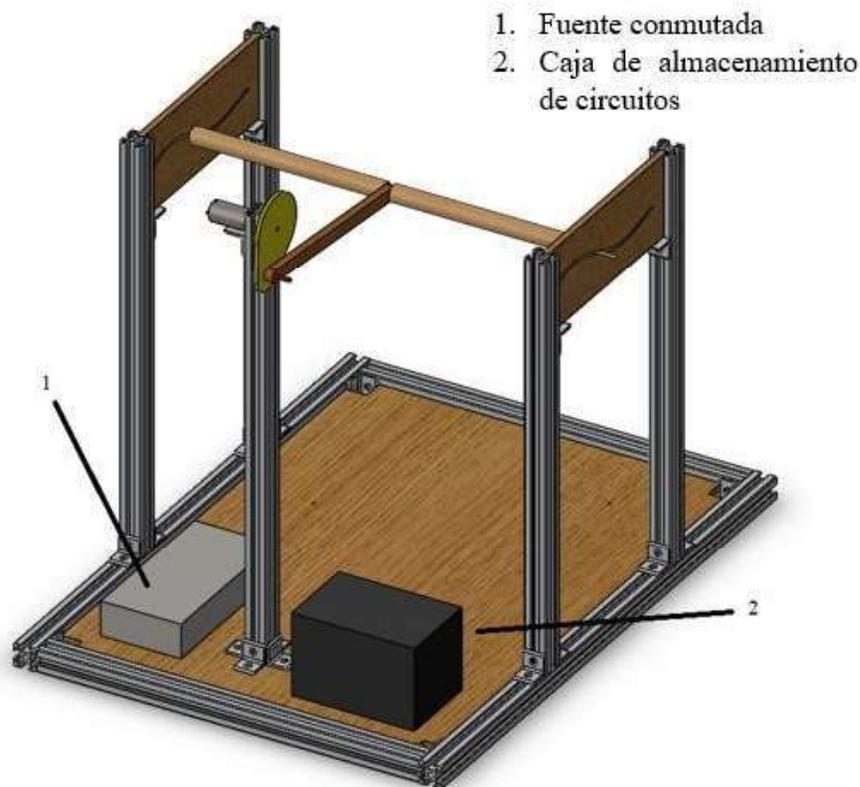


Fig. III. 27 1) Localización de la fuente conmutada, 2) Localización de circuitería de la máquina.

III.6 Diseño electrónico

El diseño de la programación del banco de pruebas se divide en las siguientes secciones:

- Alimentación del banco de pruebas
- Controladores
- Menú de operación
- Etapa de servomotores
- Etapa de accionamiento de motor para mecanismo biela-manivela
- Etapa de sensores
- Presentación de resultados a través de LCD

Para la alimentación se utilizó una fuente conmutada de 24V a 5A 120W 110/220 VCA debido a la cantidad de servomotores utilizados y también para dividir las etapas de potencia para evitar que los controladores consuman energía y sufran algún fallo de energía.

En los controladores se utilizaron tarjetas de Arduino ® MEGA2560 y UNO debido a la cantidad de servomotores, para así también dividir el control de motores con la lectura de los sensores y que no se genere algún fallo durante su operación continua.

El menú de operación se diseñó con botones extra en caso de necesitar realizar más acciones a las previstas, como parte de los trabajos a futuro como pueden ser implementar otro tipo de mecanismos para aumentar el grado de complejidad de la simulación de movimientos de la cavidad peritoneal artificial.

Los servomotores utilizados fueron seleccionados conforme al peso de operación con el que se operaría el banco de pruebas, el par de funcionamiento por tanto es de 15 kg/cm con un voltaje de alimentación de al menos 5 V a 100 mA. De la misma forma el motor para el mecanismo biela-manivela se seleccionó pensando en la programación que se podría realizar para mejorar los movimientos por lo que se utilizó un motor con encoder que permitiría controlarse a través de su velocidad en caso de ser requerido.

Para los sensores la selección fue especial para cada uno, en el caso del sensor de temperatura, se requiere que sea a prueba de agua y soporte la temperatura de operación del líquido de diálisis el cual es 40°C, para el sensor de flujo, se necesita que sea compatible el diámetro de la conexión con el de la máquina cicladora ya que de ser más grande o más pequeño existirían variaciones en las mediciones de flujo, por último para el sensor de presión se requería un elemento que fuera capaz de medir la presión dentro de la bolsa del banco de pruebas simulando el entrono cerrado de la cavidad peritoneal por lo que se seleccionó un sensor de presión diferencial que mide la presión de forma indirecta para asegurar que no cambiará por movimientos del mismo y eso llegue a marcar una lectura errónea.

Por último, el LCD que se utilizó se seleccionó por la cantidad de variables que son requeridas para medir y es necesario al menos una línea para cada sensor, de esta forma la lectura es constante en las 3 variables asegurando un registro correcto.

Ahora bien, el diagrama de conexión se distribuye de la siguiente forma, y se muestra en el [Anexo C](#) en una vista ampliada:

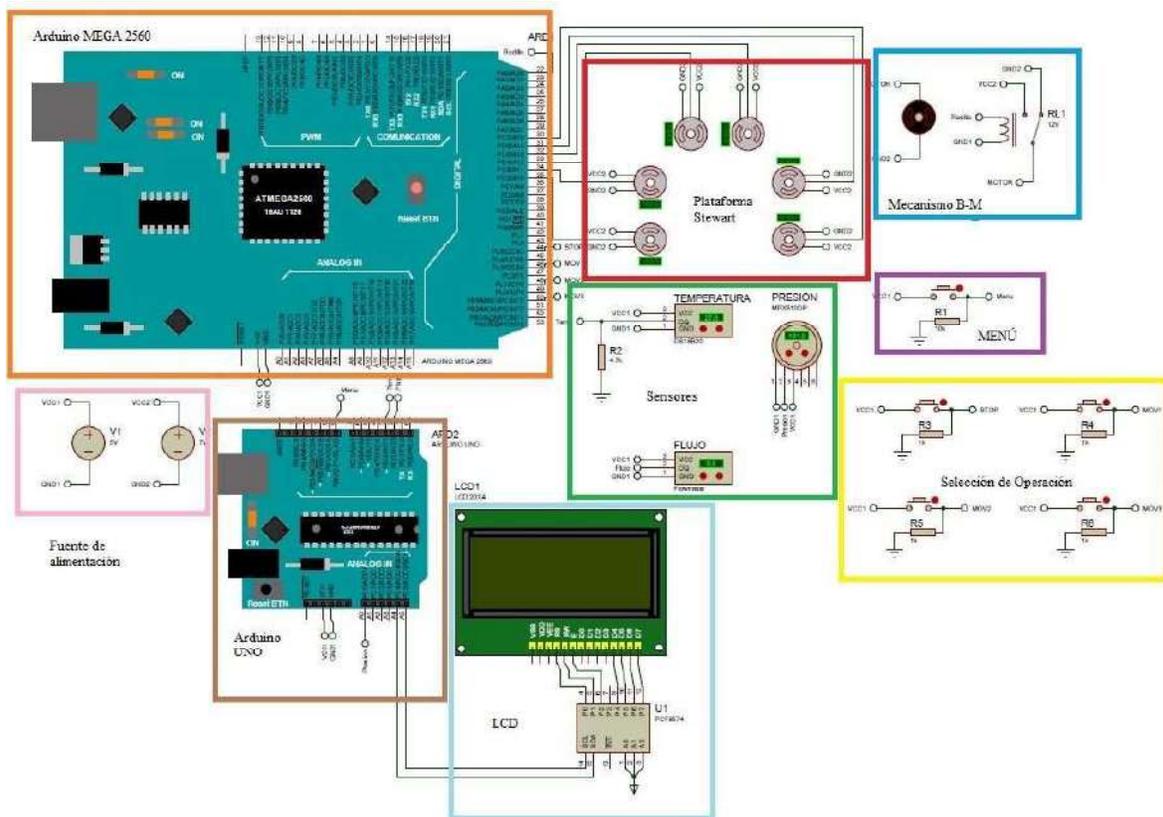


Fig. III. 28 Circuito controlador del banco de pruebas.

En el recuadro naranja y café, se muestran los controladores Arduino® que permitirán la manipulación de los motores así como de los sensores, en el recuadro rosa se muestran las fuentes de alimentación, que para no sufrir una sobrecarga de corriente por parte de los motores, se dividen en dos partes, la fase de motores alimentados a 7 V y la fase del display LCD alimentado a 5 volts, ambos controladores se encuentran conectados a 5 V para evitar que se sobrecarguen, en el recuadro azul más claro, se encuentra el LCD conectado a un módulo I2C que permite utilizar menos pines para controlar el display, el recuadro morado muestra la sección de accionamiento del menú que permite en cualquier momento desplegarlo en el LCD para saber qué movimiento se planea ejecutar por parte de los motores, que se encuentran ubicados dentro del recuadro rojo por parte de la plataforma Stewart y el azul del mecanismo biela manivela, los cuales por medio de la sección de botones dentro del recuadro amarillo y por último, en todo momento el banco de pruebas al ser capaz de mantener la lectura de las variables en todo momento mostrará las lecturas realizadas por los sensores ubicados en el recuadro verde.

III.7 Construcción y ensamblado final

Con la plataforma Stewart ya ensamblada en el banco de pruebas, se aprecia de la siguiente forma, con el peritoneo artificial (1), las guías del rodillo (2), la base superior de la plataforma Stewart (3), las barras que soportan a la plataforma (4), los servomotores (5), la

base inferior de la plataforma Stewart (6), la caja que contendrá a los controladores del banco de pruebas (7), la fuente de alimentación del banco de pruebas (8), el mecanismo biela manivela (9), el rodillo (10), los soportes de la guía para el rodillo (11),

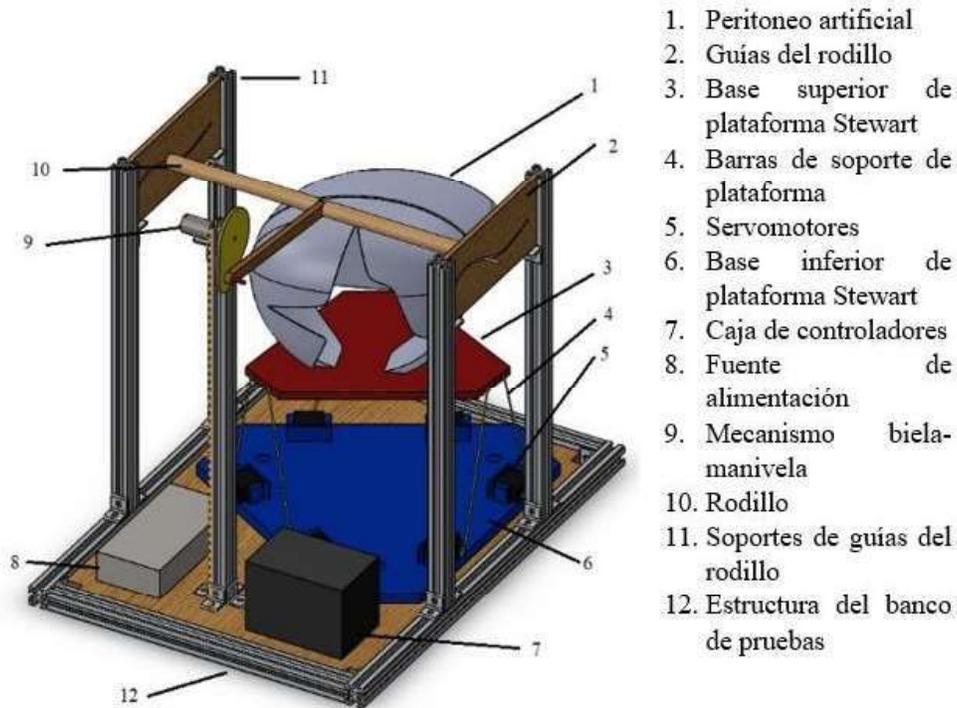


Fig. III. 29 Banco de pruebas ensamblado en SolidWorks®.

Incluso durante el desarrollo del banco de pruebas, se implementaron mejoras que permiten ser más eficiente el proceso de lectura de las variables.

A continuación, se presentan las imágenes del prototipo al ser ensamblado:

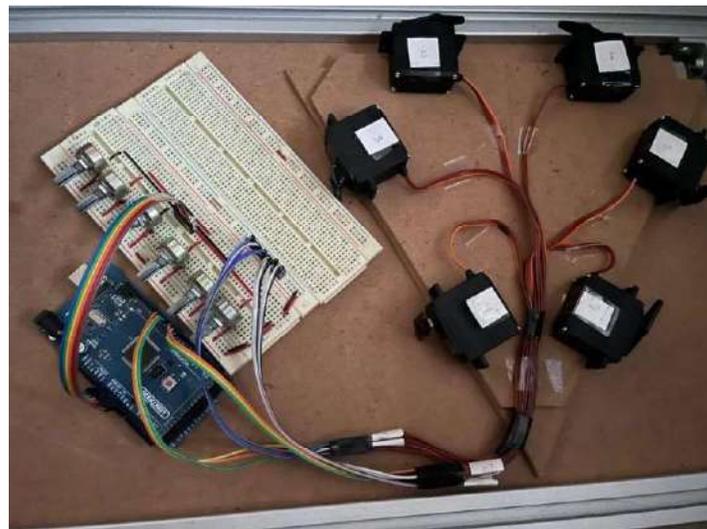


Fig. III. 30 Prueba de servomotores con ciclos de operación utilizados en las pruebas finales.

En la figura anterior se conectan los motores para realizar las primeras pruebas de funcionamiento y realizar así los ciclos de operación sin agregar cargas externas.

Para la construcción de la cavidad peritoneal se utilizaron distintos materiales de los cuales la mayoría no soportaban los movimientos de la máquina ni las temperaturas elevadas del fluido por lo que se decidió reutilizar las bolsas del mismo material utilizadas en la diálisis y en esta misma colocar los sensores dentro para realizar las mediciones en contacto directo con el fluido como se muestra en la figura III.30.



Fig. III. 31 Construcción de cavidad para permanencia del líquido.

Debido a la distribución real de los órganos dentro de la cavidad peritoneal, se utilizaron elementos con pesos similares para recrear la presión que ejercen dentro del peritoneo como se observa en la figura anterior.



Fig. III. 32 Distribución de órganos del peritoneo artificial.

El montaje de la cavidad peritoneal artificial y la plataforma Stewart ya ensamblada, permitió una correcta realización de pruebas parciales para determinar si los materiales

seleccionados podrían soportar la carga y si su resistencia a los movimientos fuertes de los motores era ideal para no llegar a una falla en el banco de pruebas, en las figuras III.33 y III.34 se muestran dos vistas diferentes de la misma prueba.



Fig. III. 33 Ensamblado de plataforma Stewart con cavidad peritoneal.

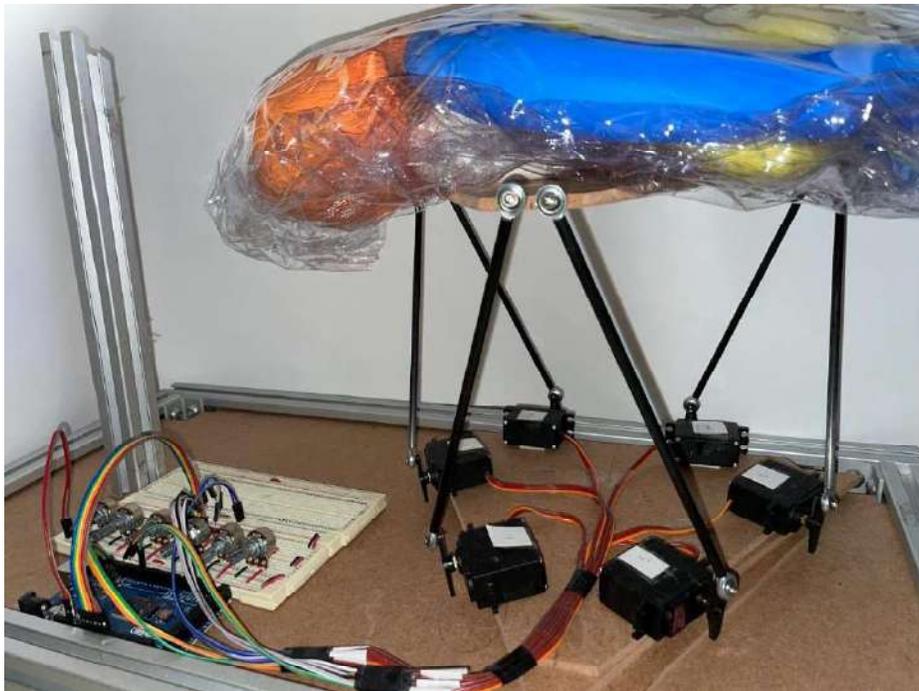


Fig. III. 34 Vista semi-frontal del ensamblado de la plataforma Stewart.

El mecanismo biela-manivela se colocó para determinar la distancia en que ejerce una presión sobre la bolsa y de esta manera simular un pequeño movimiento adicional al de la plataforma Stewart, evitando su colisión para no generar fallas en el proceso de la terapia.

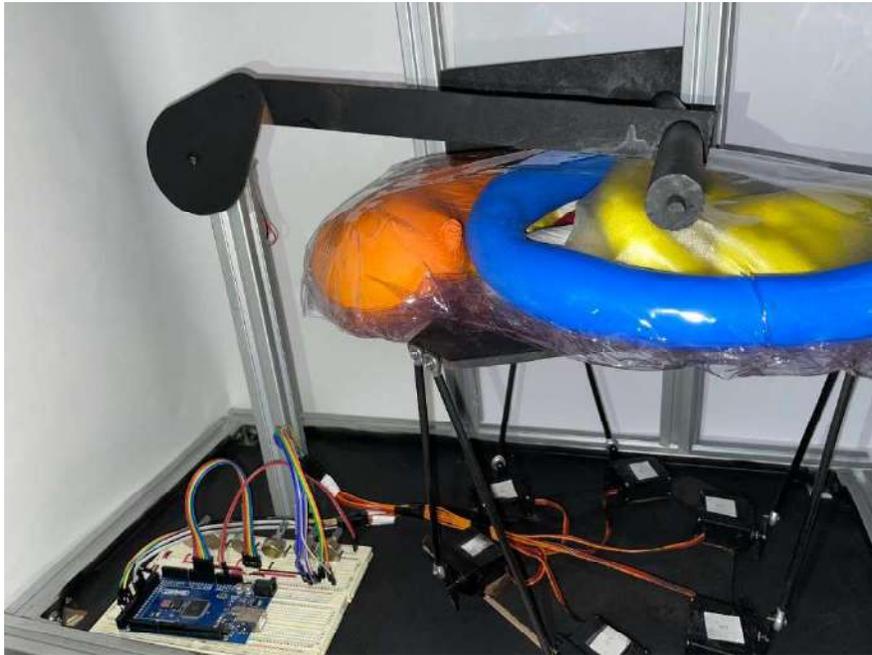


Fig. III. 35 Adición del mecanismo biela-manivela.

Una vez determinada esta altura se realizan los ensambles restantes del mecanismo para verificar que no suceda algún choque inadecuado.



Fig. III. 36 Ensamblaje parcial del banco de pruebas.

Los mecanismos fueron reubicados debido a que los circuitos ocupan más espacio del calculado, la figura siguiente muestra el ensamble final del banco de pruebas con los sensores ya instalados y programados para poder proceder a las pruebas por separado del banco de pruebas.

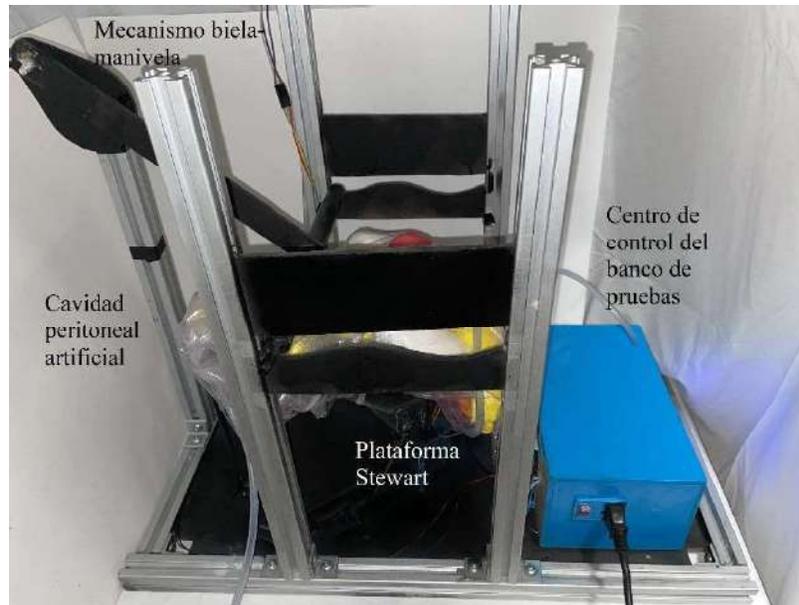


Fig. III. 37 Ensamblaje final del banco de pruebas.

Posteriormente, se conecta la máquina cicladora con el banco de pruebas, emulando las alturas y distancias posibles de un paciente conectado para realizar una terapia de diálisis peritoneal automatizada.

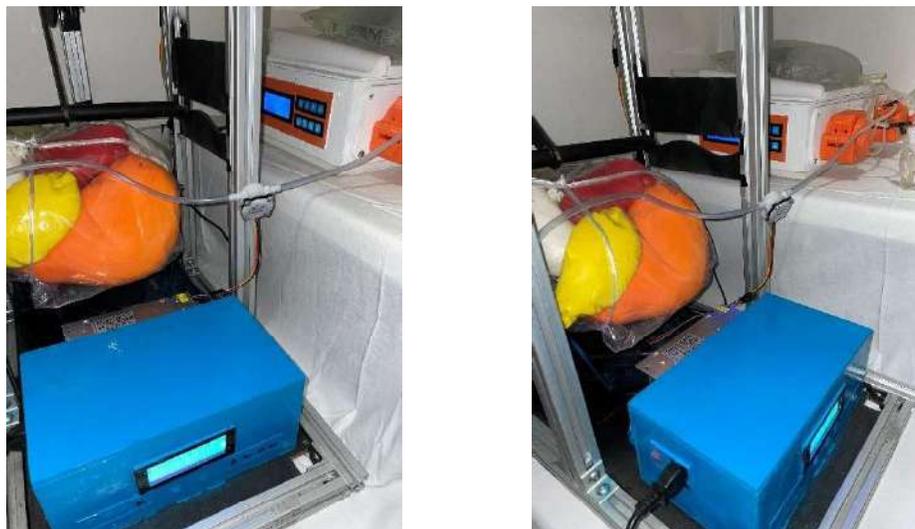


Fig. III. 38 Conexión de máquina cicladora al banco de pruebas.

Una vez ensamblados ambos dispositivos, se procede a conectar la bolsa de líquido dializante y se permite circular el fluido para verificar que no existan fugas dentro del banco de pruebas o en las conexiones con la máquina cicladora.

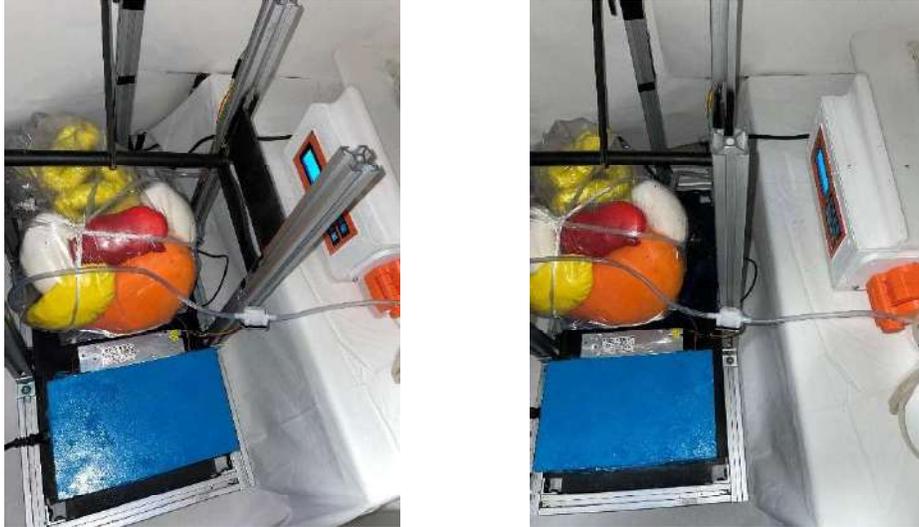


Fig. III. 39 Vista superior de conexión de la bolsa y la máquina cicladora.

Se realizaron distintas pruebas, debido a la presencia de fugas dentro de la bolsa que no permitían una correcta lectura de las variables por parte de los sensores, previo a realizar las pruebas reales.

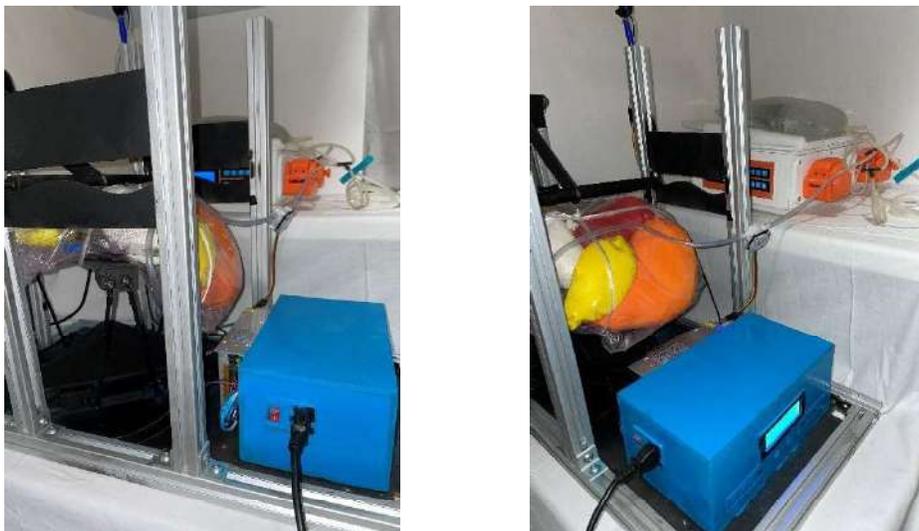


Fig. III. 40 Rellenado de bolsa para infusión (Reciclada para pruebas).

III.6 Sumario

El conocimiento de los antecedentes y de las definiciones en el marco teórico culminan en el desarrollo del prototipo, ya que, al ser implementadas las ideas que a lo largo del tiempo desarrollan para poner a prueba cualquier tipo de dispositivo, y así brindar la oportunidad de implementar la creatividad para el desarrollo de pruebas que deba ser capaz de realizar durante escenarios propuestos, por ello, la utilización de materiales que sean resistentes y de la calidad básica fueron propuestos para el desarrollo del prototipo, así de esta manera las pruebas realizadas posteriormente tendrán las menores complicaciones por esta parte,

para que las mejoras implementadas sean durante el desarrollo de estos entrenamientos ya con la máquina cicladora conectada, para verificar que cada elemento funcione de manera correcta y así lograr el objetivo del proyecto al desarrollar el prototipo funcional para la validación de ese dispositivo.

Por lo que el desarrollo de este capítulo muestra el diseño del banco de pruebas desde el conocimiento de cada sección, permitiendo detallar el momento de ensamble del equipo, y con ayuda de un programa de cómputo es posible incluso mostrar los movimientos de la máquina previo a realizarlo de manera física. Posteriormente, el capítulo pasa a la parte del ensamblado real, en donde se utilizan los elementos más parecidos a los idealizados con el dibujo, de esta manera, se logra alcanzar el ensamblaje total para poder continuar con el proceso y comenzar a realizar las pruebas del trabajo.

Referencias del Capítulo III

- III.1. Rivero-Urzuza, S.; Paredes-Rojas, J.C.; Méndez-García, S.R.; Ortiz-Hernández, F.E.; Oropeza-Osornio, A.; Torres-SanMiguel, C.R. 3D Low-Cost Equipment for Automated Peritoneal Dialysis Therapy. *Healthcare* 2022, 10, 564. <https://doi.org/10.3390/healthcare10030564>
- III.2. Jesús Lucas Martín Espejo. (2022). Catéteres peritoneales. Tipos de catéteres. Protocolo de implantación de catéteres peritoneales del grupo de d.p. de andalucía. 25 de Abril de 2022, de SEDEN Sitio web: <https://www.revistaseden.org/files/TEMA%205.%20CATETERES%20PERITONEALES.pdf>
- III.3. Logan Floey. (2022). Periodic Limb Movements Disorder. 25 de Abril de 2022, de Sleep foundation Sitio web: <https://www.sleepfoundation.org/periodic-limb-movement-disorder#:~:text=People%20with%20PLMD%20experience%20repetitive,for%20up%20to%20an%20hour.>
- III.4. Şumnu, Ahmet & Guzelbey, Ibrahim & Çakir, Mehmet. (2017). Simulation and PID control of a Stewart platform with linear motor. *Journal of Mechanical Science and Technology*. 31. 345-356. 10.1007/s12206-016-1238-7.
- III.5. Carlos S. Lopez Cajun, M. C. (2008). Mecanismos, fundamentos cinematicos para el diseño y optimización de maquinaria. Trillas
- III.6. Govender, S., Lazarus, L., De Gama, B. Z., & Satyapal, K. S.. (2017). Post-Mortem Organ Weights at a Medico-Legal State Facility in the eThekwini Region. *International Journal of Morphology*, 35(4), 1209-1213. <https://dx.doi.org/10.4067/S0717-95022017000401209>

Referencias de Imágenes del Capítulo III

- III.1. Método SPRT. (2014). Respiración y presión intra-abdominal. 25 de Abril de 2022, de Método SPRT Sitio web: <http://www.metodosprt.com/blog/respiracion-y-presion-intra-abdominal/>
- III.2. Govender, S., Lazarus, L., De Gama, B. Z., & Satyapal, K. S.. (2017). Post-Mortem Organ Weights at a Medico-Legal State Facility in the eThekwini Region. *International Journal of Morphology*, 35(4), 1209-1213. <https://dx.doi.org/10.4067/S0717-95022017000401209>
- III.3. María Fernanda Tejada. (2014). Algoritmo para la solución de la cinemática directa de robots paralelos planares 3RRR. Destinados a aplicaciones en tiempo real . 15 de Mayo de 2022, de Slideshare Sitio web: <https://www.slideshare.net/mafexoxo/peritoneo-peritonitis-y-abscesos-intraabdominales>

Capítulo IV: Resultados de pruebas



Resumen

El desarrollo de este capítulo muestra los resultados obtenidos durante la realización de las pruebas propuestas, así como su comparación para determinar qué tan efectiva es la máquina y si de verdad representaría un riesgo para la salud o un acierto para continuar con el desarrollo del proyecto.

Para la realización de las pruebas, se establece una numeración de cada acontecimiento con evidencia fotográfica, para cada caso, existen diferentes alteraciones con lo que se muestran de la siguiente forma: Número de prueba, tipo de movimiento, evidencia fotográfica 1 estado estacionario, evidencia fotográfica 2 inicio de prueba, evidencia fotográfica 3 mitad de transcurso de prueba, evidencia fotográfica 4 finalización de prueba, resultados tabulados de variaciones durante la prueba, mismos que son de las pruebas reales, las fotos mostradas son partes de los videos que se adjuntan más adelante como acceso a hipervínculo. Las pruebas están ordenadas de la siguiente forma:

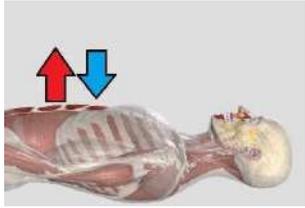
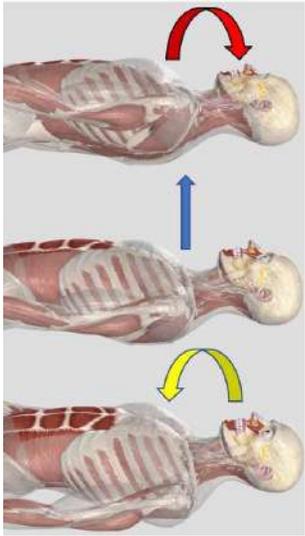
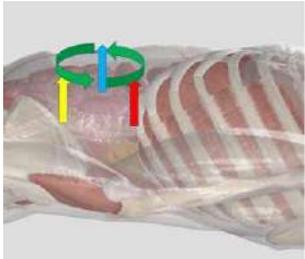
No. Prueba	Tipo de movimiento	Representación
1	Ascendente/descendente	
2	Ascendente/descendente	
3	Ascendente/descendente	
4	Lado a lado	
5	Lado a lado	
6	Lado a lado	
7	Onda	
8	Onda	
9	Onda	

Tabla IV. 1 Ciclos por prueba .

IV. 1 Prueba 1

IV. 1.1 Movimiento tipo: Ascendente/Descendente

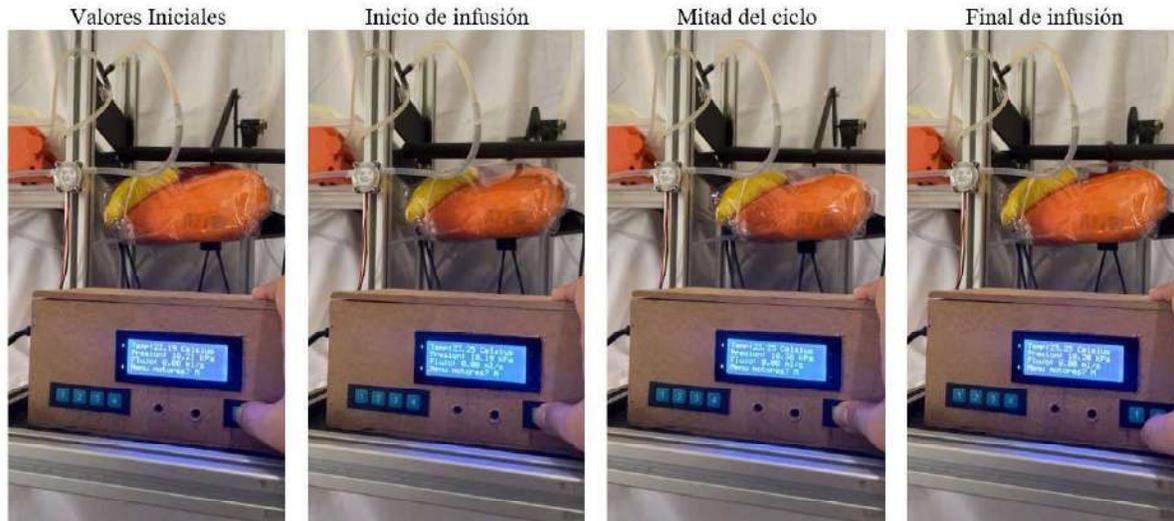


Fig. IV. 1 Evidencias de prueba 1.

IV. 1.2 Resultados Prueba 1

Variable	Variación durante el tiempo de terapia					
	Valor inicial	3 minutos	3-6 minutos	6-9 minutos	9-12 minutos	12-15 minutos
Temperatura (°C)	23.19	23.19	26.54	26.53	26.49	26.57
Presión (kPa)	10.20	10.29	10.35	10.20	10.28	10.32
Flujo (mL/s)	2.2	0	0	0	0	0

Tabla IV. 2 Resultados de prueba 1.

Observaciones: El flujo del fluido al utilizarse en la máquina cicladora por separado, el sensor marca un constante monitoreo, pero al ser conectada al banco de pruebas (un ambiente parcialmente cerrado), se genera un flujo laminar que inhibe la función del sensor al funcionar por efecto hall y necesitar hacer girar un elemento dentro que marca las repeticiones para calcular el flujo, por lo que no muestra variación, pero al realizar cálculos del flujo conociendo el volumen infundido (2000 mL) y tiempo (15 min=900s) con la ecuación $Q = \frac{V}{t} = \frac{2000\text{mL}}{900\text{s}} = 2.22 \frac{\text{mL}}{\text{s}}$ se demuestra que la máquina mantiene los 2.2 mL/s que menciona obtener.

IV. 2 Prueba 2

IV.2.1 Movimiento tipo: Ascendente/Descendente

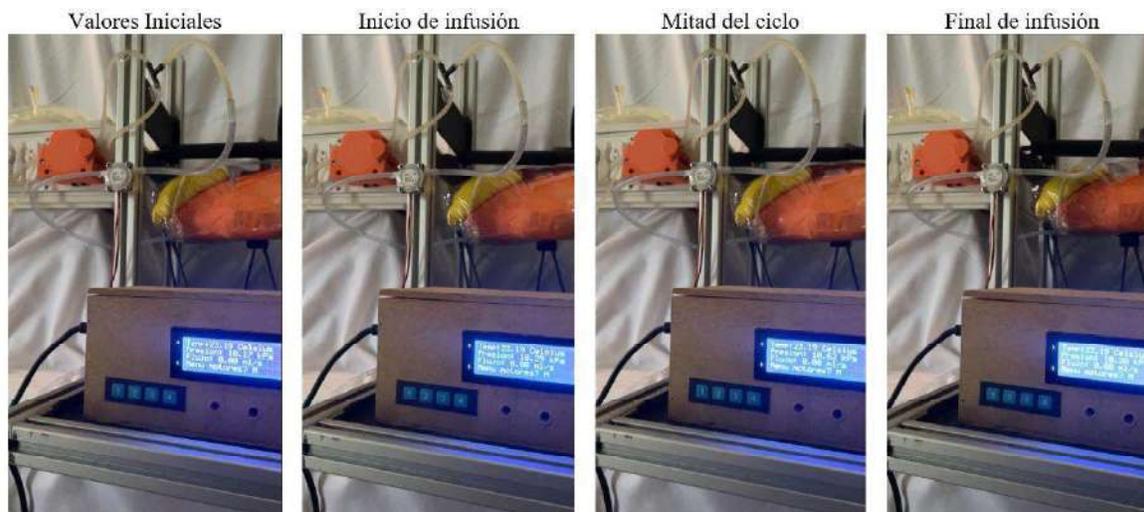


Fig. IV. 2 Evidencias de prueba 2.

IV.2.2 Resultados Prueba 2

Variable	Variación durante el tiempo de terapia					
	Valor inicial	3 minutos	3-6 minutos	6-9 minutos	9-12 minutos	12-15 minutos
Temperatura (°C)	23.19	23.19	26.4	26.45	26.53	26.52
Presión (kPa)	10.17	10.29	10.6	10.35	10.41	10.26
Flujo (mL/s)	2.2	0	0	0	0	0

Tabla IV. 3 Resultados de prueba 2.

Observaciones:

A pesar de ser la misma cantidad de fluido las variaciones se presentan diferentes por la cantidad de movimientos que la plataforma realiza en el periodo de tiempo establecido, ya que como se mencionó anteriormente, las pruebas simulan escenarios distintos por lo que no son comparables entre sí, aunque presenten similitudes en los valores iniciales.

Por ejemplo, para esta prueba el movimiento a simular era una inhalación agitada al principio, seguido de una pausa que indica una respiración normal y posteriormente se vuelve a aumentar la intensidad de presión generada.

El análisis continuo de las variables permite percibir en cualquier momento los cambios de los valores de lectura, aunque dependerá de la resolución del sensor el que tan pequeños cambios logré registrar durante la terapia.

IV.3 Prueba 3

IV.3.1 Movimiento tipo: Ascendente/Descendente



Fig. IV. 3 Evidencias de prueba 3.

IV.3.2 Resultados Prueba 3

Variable	Variación durante el tiempo de terapia					
	Valor inicial	3 minutos	3-6 minutos	6-9 minutos	9-12 minutos	12-15 minutos
Temperatura (°C)	23.06	26.2	26.32	26.28	26.53	26.70
Presión (kPa)	10.20	10.2	10.35	10.20	10.28	10.32
Flujo (mL/s)	2.2	0	0	0	0	0

Tabla IV. 4 Resultados de prueba 3.

Observaciones:

Durante esta prueba al bajar la temperatura exterior se logra apreciar que, a pesar de ello, no fue de vital importancia para que al momento de ingresar el fluido se mantuviera con un rango permitido ya que la máquina cicladora lo hace circular.

Al realizarse 3 diferentes pruebas de este primer ciclo de movimiento es posible entender que la máquina mantiene los valores dentro del rango permisible para un movimiento que no se considera fuerte ni liviano, como a continuación se presenta en los movimientos restantes, con ayuda de la plataforma Stewart se mantuvo el objetivo al realizarse cada terapia.

IV.4 Prueba 4

IV.4.1 Movimiento tipo: Lado a lado

(Cada par de motores se mueven consecutivamente)

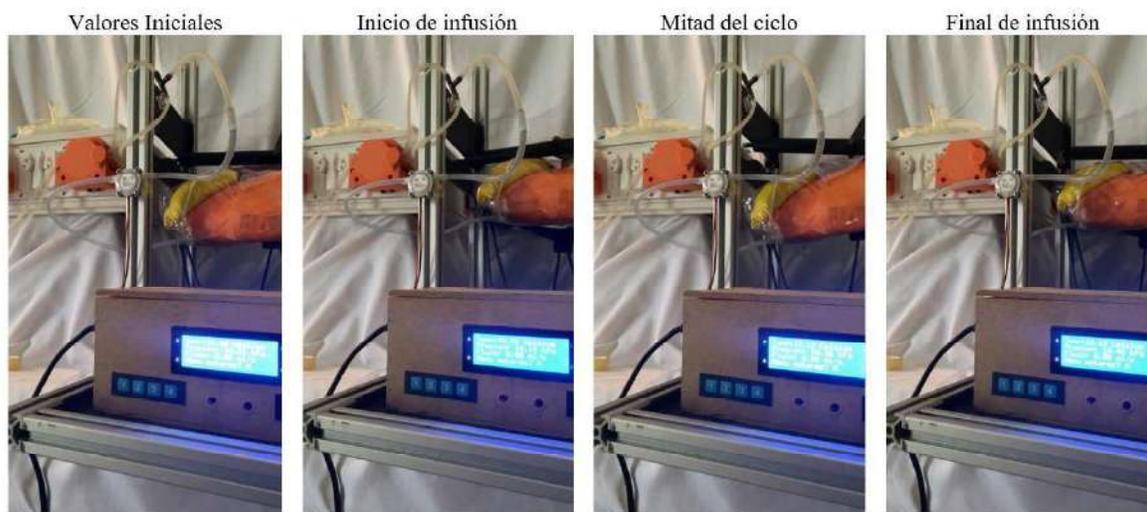


Fig. IV. 4 Evidencias de prueba 4.

IV.4.2 Resultados Prueba 4

Variable	Variación durante el tiempo de terapia					
	Valor inicial	3 minutos	3-6 minutos	6-9 minutos	9-12 minutos	12-15 minutos
Temperatura (°C)	23.00	25.9	26.34	26.43	26.39	26.57
Presión (kPa)	10.23	10.29	10.18	10.28	10.19	10.30
Flujo (mL/s)	2.2	0	0	0	0	0

Tabla IV. 5 Resultados de prueba 4.

Observaciones: A diferencia del caso anterior, en donde el movimiento era casi continuo, para estas pruebas, dependía mucho el instante en el que se tomaran las medidas porque si se inclinaba más hacia un lado la presión podía ser mayor y la temperatura menor o viceversa.

Por este motivo el caso de estudio presentado era para un paciente que se moviera de lado a lado, permitiendo que ciertas áreas del peritoneo sufrieran un calentamiento por mantenerse en resguardo y otras secciones disminuyeran su temperatura para así asemejar de mejor manera la forma de evaluar esta prueba.

IV.5 Prueba 5

IV.5.1 Movimiento tipo: Lado a lado

(Cada par de motores se mueven consecutivamente)

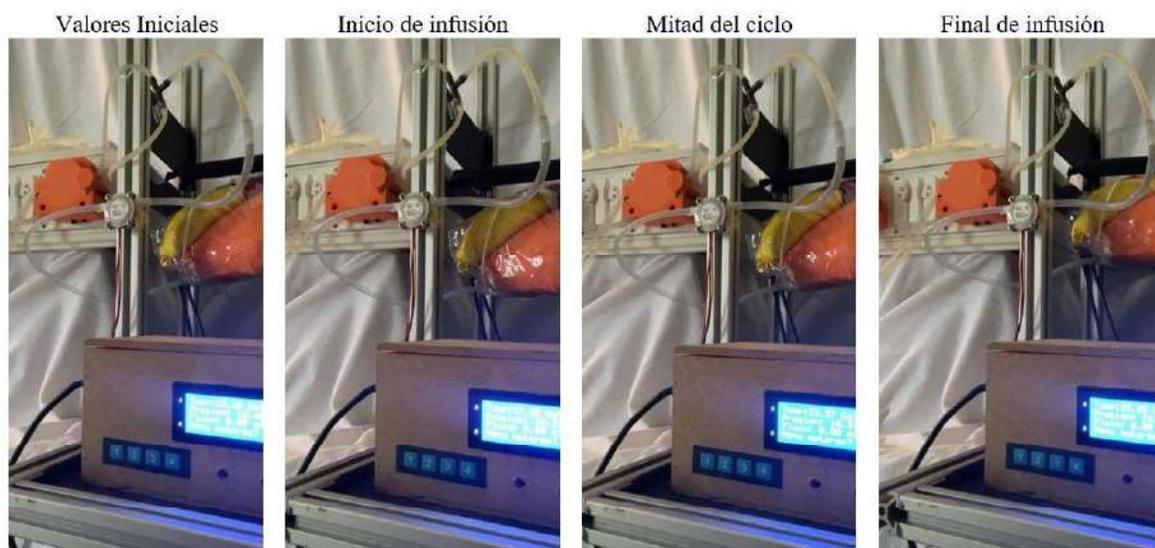


Fig. IV. 5 Evidencias de prueba 5.

IV.5.2 Resultados Prueba 5

Variable	Variación durante el tiempo de terapia					
	Valor inicial	3 minutos	3-6 minutos	6-9 minutos	9-12 minutos	12-15 minutos
Temperatura (°C)	23.25	26.5	26.54	26.53	26.49	26.57
Presión (kPa)	10.42	10.29	10.35	10.20	10.28	10.32
Flujo (mL/s)	2.2	0	0	0	0	0

Tabla IV. 6 Resultados de prueba 5.

Observaciones: Se observó un comportamiento similar a la prueba anterior durante su realización.

De igual forma, la lectura de los sensores mantuvo la relación de presiones, que para el momento en que la plataforma se ubicara en la sección en donde está localizado la salida del sensor de presión, dicha medida aumenta por esta razón.

Caso contrario a cuando se aleja de esta zona, por lo que la medida podía variar y a pesar de esta circunstancia, los valores no sufrieron cambios notorios.

IV.6 Prueba 6

IV.6.1 Movimiento tipo: Lado a lado

(Cada par de motores se mueven consecutivamente)

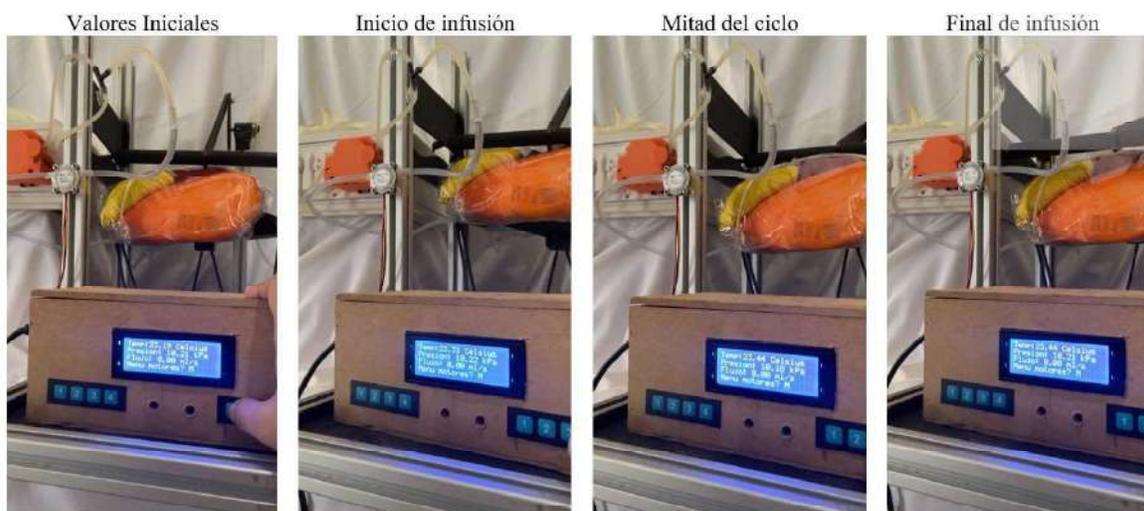


Fig. IV. 6 Evidencias de prueba 6.

IV.6.2 Resultados Prueba 6

Variable	Variación durante el tiempo de terapia					
	Valor inicial	3 minutos	3-6 minutos	6-9 minutos	9-12 minutos	12-15 minutos
Temperatura (°C)	23.19	26.02	26.33	26.53	26.43	26.45
Presión (kPa)	10.21	10.25	10.39	10.20	10.17	10.38
Flujo (mL/s)	2.2	0	0	0	0	0

Tabla IV. 7 Resultados de prueba 6.

Observaciones: De la misma forma como en los casos anteriores, depende de la posición en que se encuentre la plataforma la presión que genera para cada lado.

Durante el desarrollo de estas pruebas, se nota que de los 3 movimientos es el más tranquilo, al mantener su posición por un momento de tiempo y solo utilizar 2 motores a la vez en lugar de los 6 lo cual decremanta la fuerza del movimiento, aunque no disminuye su capacidad de colocarse en la posición deseada.

Por esta razón resulta ser el ciclo ideal para introducir otros mecanismos que permitan aplicar diferentes presiones extra para aumentar el grado de dificultad de la lectura de las variables con los sensores usados.

IV.7 Prueba 7

IV.7.1 Movimiento tipo: Onda

(Cada motor se mueve consecutivamente para crear la forma de onda a través de la plataforma)

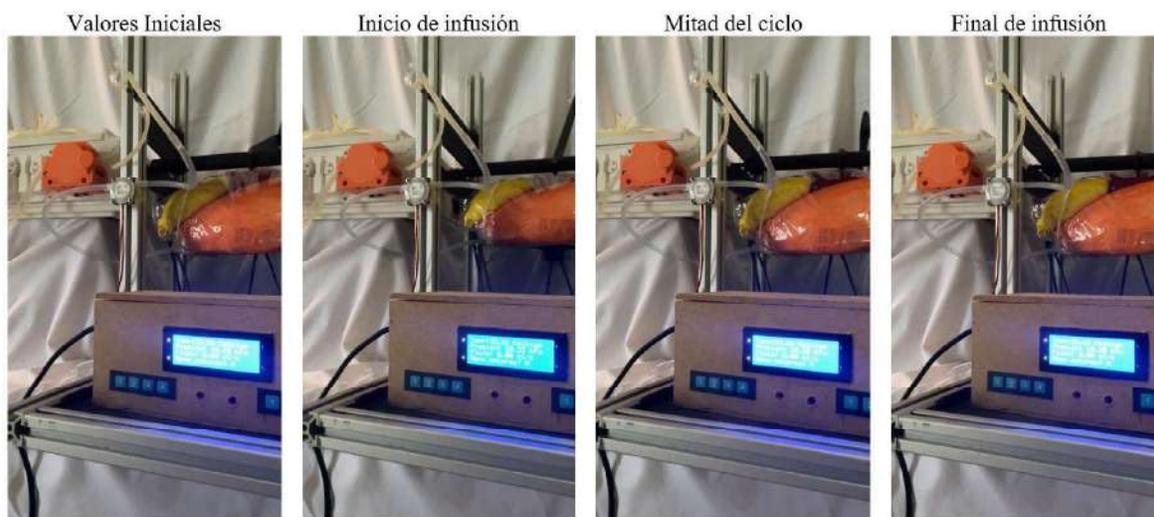


Fig. IV. 7 Evidencias de prueba 7.

IV.7.2 Resultados Prueba 7

Variable	Variación durante el tiempo de terapia					
	Valor inicial	3 minutos	3-6 minutos	6-9 minutos	9-12 minutos	12-15 minutos
Temperatura (°C)	23.56	25.4	25.68	25.80	26.3	26.52
Presión (kPa)	10.19	10.40	10.56	10.52	10.35	10.5
Flujo (mL/s)	2.2	0	0	0	0	0

Tabla IV. 8 Resultados de prueba 7.

Observaciones:

A diferencia de las pruebas pasadas, durante el encendido de la plataforma, la temperatura no se alcanza correctamente por los movimientos y variaciones del sensor, aun con esto, no son diferencias demasiado grandes como para percibir un gran cambio,. Al tratarse de un movimiento más fuerte y veloz, los sensores apenas tienen tiempo de detectar esas variaciones importantes, mostradas en la tabla anterior, por lo que se encuentra en constante cambio y debido a la fuerza con la que se mueve la máquina llegan a ser las variaciones más altas de las pruebas. De esta forma, este tipo de movimiento asemeja una temprana etapa del sueño en donde el paciente no logra conciliarlo y realiza movimientos bruscos por incomodidad o cuestiones de esta naturaleza, permitiendo así establecer el ambiente para desarrollar los análisis de las pruebas.

IV.8 Prueba 8

IV.8.1 Movimiento tipo: Onda

(Cada motor se mueve consecutivamente para crear la forma de onda a través de la plataforma)

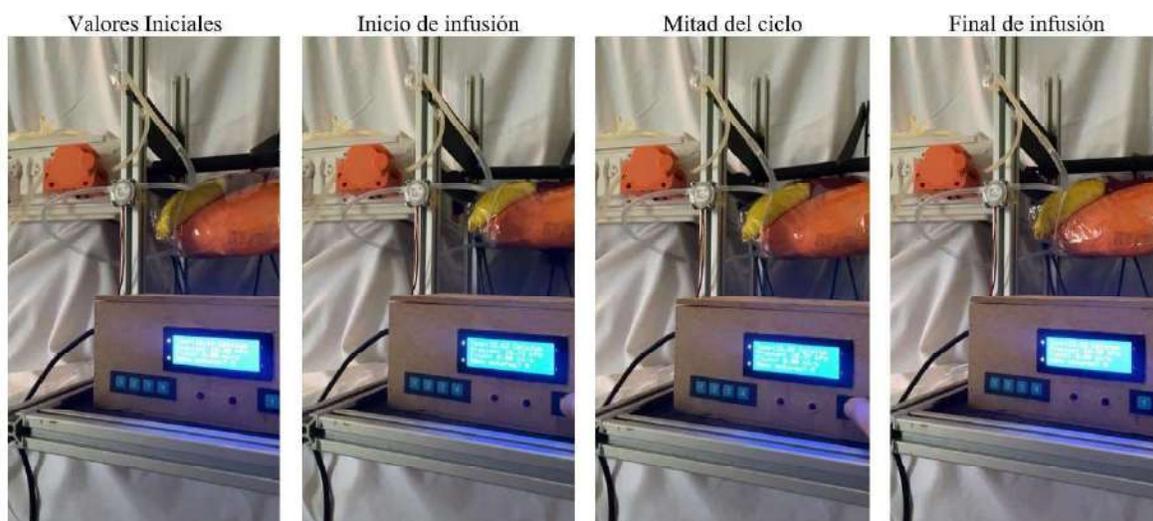


Fig. IV. 8 Evidencias de prueba 8.

IV.8.2 Resultados Prueba 8

Variable	Variación durante el tiempo de terapia					
	Valor inicial	3 minutos	3-6 minutos	6-9 minutos	9-12 minutos	12-15 minutos
Temperatura (°C)	23.44	26.33	26.64	26.47	26.42	26.37
Presión (kPa)	10.28	10.25	10.46	10.61	10.56	10.42
Flujo (mL/s)	2.2	0	0	0	0	0

Tabla IV. 9 Resultados de prueba 8.

Observaciones:

Con el constante movimiento se aumentan las presiones a los niveles más altos, como se detalló en la prueba pasada, la plataforma Stewart ahora utiliza los 6 motores de forma continua para establecer el movimiento de onda que se caracteriza en este ciclo.

IV.9 Prueba 9

IV.9.1 Movimiento tipo: Onda

(Cada motor se mueve consecutivamente para crear la forma de onda a través de la plataforma)

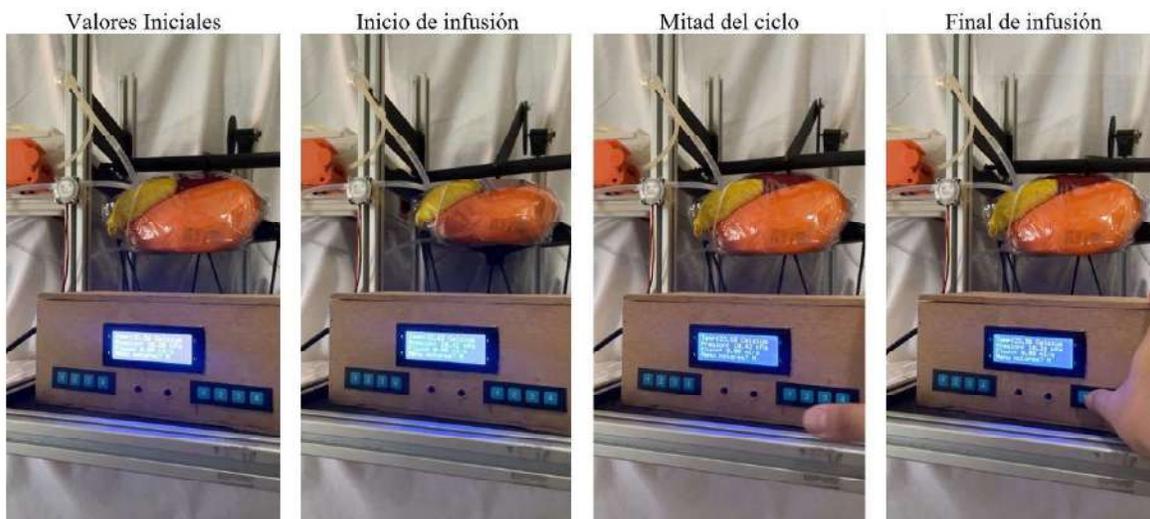


Fig. IV. 9 Evidencias de prueba 9.

IV.9.2 Resultados Prueba 9

Variable	Variación durante el tiempo de terapia					
	Valor inicial	3 minutos	3-6 minutos	6-9 minutos	9-12 minutos	12-15 minutos
Temperatura (°C)	23.56	25.91	26.04	26.35	26.28	26.42
Presión (kPa)	10.20	10.24	10.19	10.45	10.38	10.26
Flujo (mL/s)	2.2	0	0	0	0	0

Tabla IV. 10 Resultados de prueba 9.

Observaciones:

Entre más movimiento exista la presión dentro del peritoneo aumenta, en esta prueba se corrobora esta idea, ya que las variaciones subían y bajaban de manera abrupta en algunos momentos de la terapia.

Como parte final del desarrollo de las pruebas se logra apreciar un cambio en la lectura de las variables, pero no uno que perjudique de forma negativa en la salud de los pacientes posibles al momento de utilizar la máquina cicladora.

IV.10 Comparación de resultados

Para lograr percibir los cambios entre cada prueba, se establecen las siguientes gráficas de las pruebas promediadas.

Prueba	Temperatura	Presión
P1	25.4183333	10.2733333
P2	25.38	10.3466667
P3	25.8483333	10.2583333
P4	25.7716667	10.245
P5	25.98	10.31
P6	25.825	10.2666667
P7	25.5433333	10.42
P8	25.945	10.43
P9	25.76	10.2866667

Tabla IV. 11 Promedio de valores durante las pruebas.

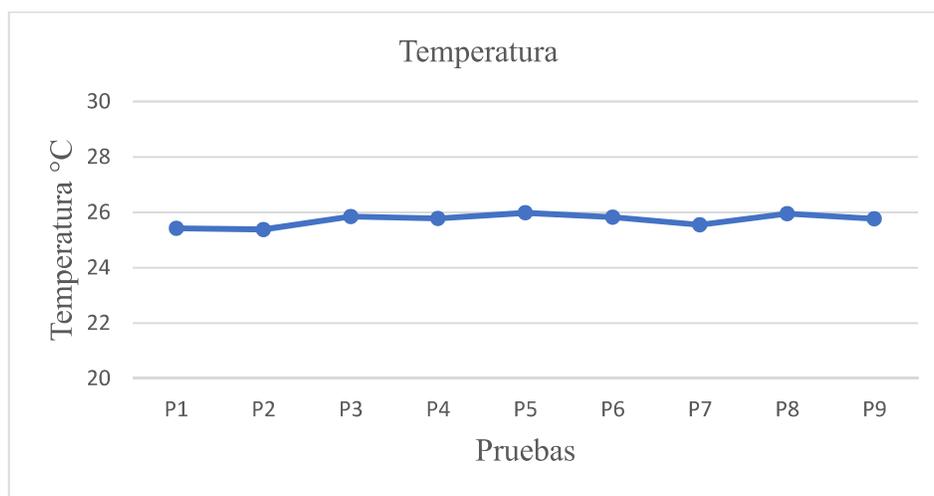


Fig. IV. 10 Gráfica de promedios de temperatura.

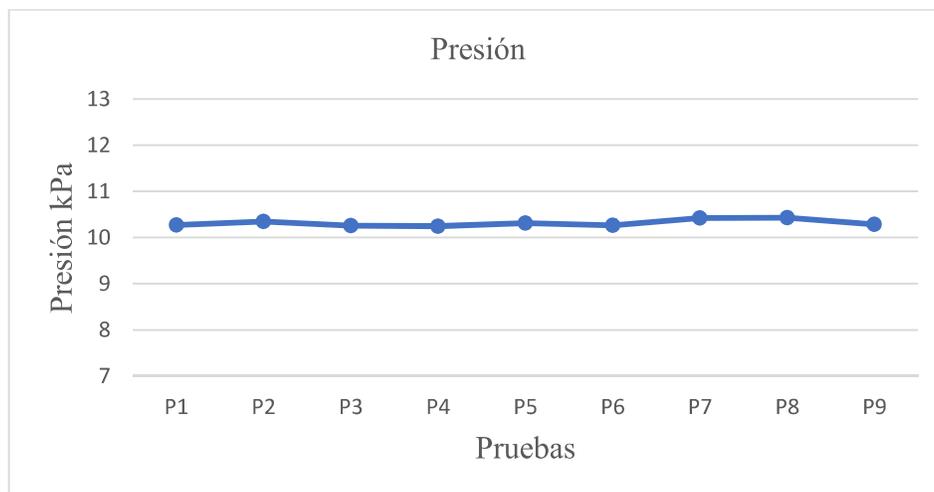


Fig. IV. 11 Gráfica de promedios de presión.

Utilizando un programa de cómputo se pueden analizar los procesos para verificar que el desplazamiento del líquido ocurre durante las pruebas, dicho esto, la videogrametría se introduce para realizar el seguimiento de un punto y mostrar el desplazamiento que existe en gráficas, para poder compararlas de la siguiente manera, ya que a pesar de ser posiciones distintas el drenado de la bolsa es similar el comportamiento al llenado del banco de pruebas, en cuanto al desplazamiento debido a que la cavidad peritoneal posee un volumen compacto, por ende infla esa sección y el crecimiento se percibe de mejor manera y en menor tiempo, a pesar de no estar completamente llena la bolsa:

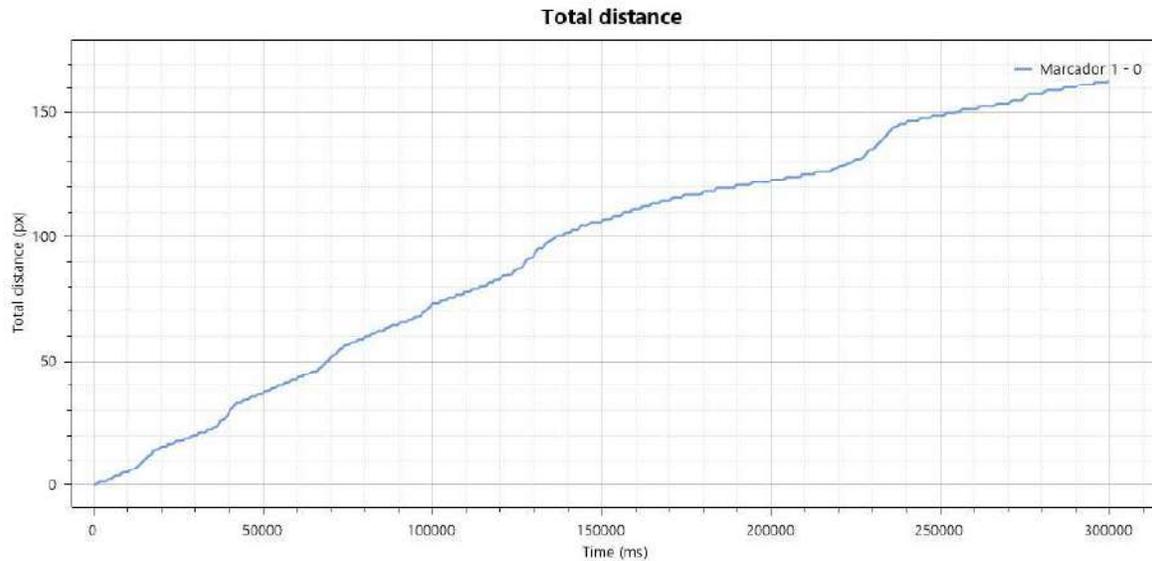


Fig. IV. 12 Desplazamiento del drenado en la bolsa de diálisis

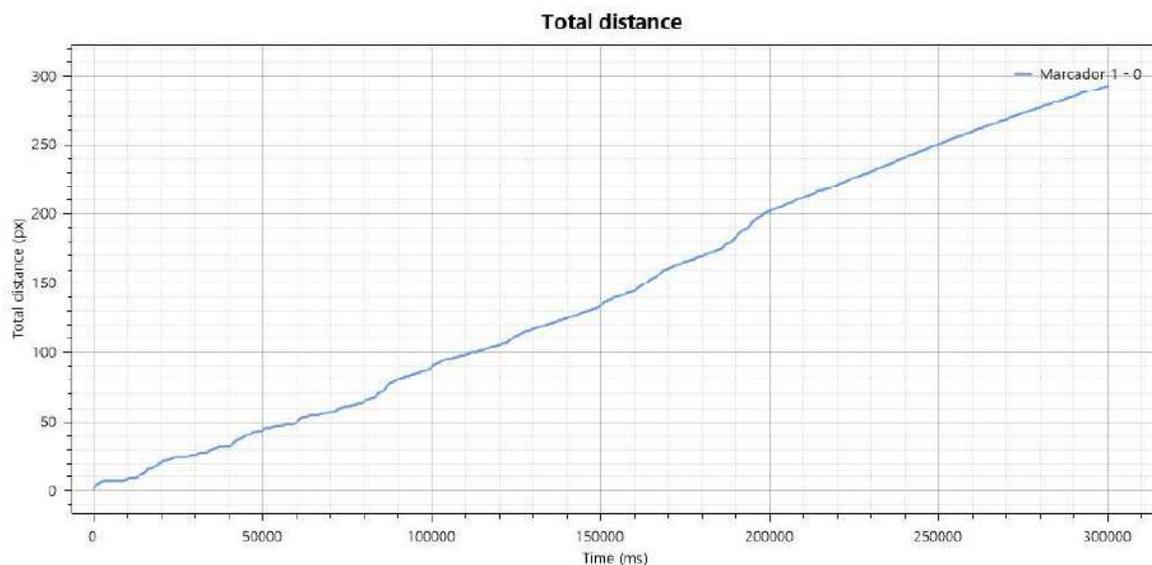


Fig. IV. 13 Desplazamiento del llenado en el banco de pruebas

Mediante el siguiente hipervínculo se puede acceder a la carpeta que contiene los videos de las pruebas realizadas (una porción reducida) y la videogrametría realizada con la bolsa de drenado y de la cavidad peritoneal. [Video](#)

Observaciones y discusión de resultados

Recordando que, al no poder manejar un rango menor para asemejar a la interna del cuerpo humano debido a que el entorno de la cavidad artificial se encuentra en constante apertura y cierre, se observa que no aumenta a más de 1 kPa en presión diferencial, por lo que a pesar de ello, los resultados permiten definir si la máquina aumenta de manera drástica la presión interna lo cual no es verdad, ya que como se mencionaron los valores por los que no debe sobrepasar las presiones internas son de máximo 18 cmH₂O en adultos, y al establecer que 1 kPa = 10.1974 cmH₂O los resultados muestran que ni siquiera con los impulsos del banco de pruebas por parte de la plataforma Stewart supera 0.5 kPa y al trabajar por sí sola no sube más de 0.2 kPa, es decir tiene una muy baja posibilidad de incrementar la presión intraperitoneal y así crear padecimientos que conlleven a una peritonitis.

IV.11 Sumario

Durante el desarrollo de las pruebas, el prototipo del banco de pruebas permitió realizar cada etapa de manera satisfactoria, aunque con complicaciones para distintos aspectos en donde principalmente fue la elección del material para realizar la cavidad peritoneal, que al ser un fluido con el que se trabajaría, el sellado al principio fue complejo, por el contrario el diseño de la estructura y de los mecanismos usados no representaron gran dificultad al momento de realizar las pruebas, los percances fueron solucionados y se pueden implementar mejoras en trabajos futuros para mejorar a un nivel más alto su efectividad, por último, las lecturas mostradas a lo largo de las pruebas ya finales, permitieron determinar la efectividad de la máquina cicladora a evaluar logrando así presentar con los resultados esperados una correcta información durante las pruebas.

Conclusiones



Resumen

En el capítulo final de la tesis se presentan las ideas finales con respecto al desarrollo de las pruebas y el proyecto en general, así como también se describen los posibles trabajos a futuro que permitirán mejorar el diseño del banco de pruebas y lograr alcanzar una mejor imitación de los movimientos peritoneales del cuerpo humano.

De acuerdo con los objetivos principales del trabajo descrito se diseñó y construyó un prototipo funcional para garantizar que las variables que intervienen durante la diálisis peritoneal automatizada no se salgan del rango permisible de los tratamientos de cada paciente.

En primera instancia, la investigación de los antecedentes de las máquinas cicladoras y de los métodos de validación de dispositivos permitió entender las características principales que deben evaluarse al realizar las pruebas, tales como los niveles de presión que no deben superarse durante la terapia, las temperaturas adecuadas del líquido dializante, y asegurar que el flujo de salida de la máquina cicladora sea el adecuado y el provisto por las especificaciones de la máquina cicladora, de esta forma se delimitó el alcance que tendría el banco de pruebas ya que debería de cumplir con las especificaciones para que sea capaz de validar el buen o mal funcionamiento en cada etapa del proceso de la terapia.

El realizar la investigación de los antecedentes, también permitió conocer los avances que se han desarrollado con el paso del tiempo y de esta manera, corregir los errores que, durante el desarrollo de tecnologías nuevas de esta índole, surgen y en el momento pudieron ser perjudiciales para los pacientes que se sometían a este tipo de tratamientos, por ello, la implementación de elementos que sustituyen partes del proceso que la máquina cicladora desarrolla, tiene que ser fundamentado y comprobado, para que así las pruebas realizadas sirvan de base para el mejor entendimiento y aprobación de su correcto funcionamiento.

Posteriormente al analizar cada variable que interviene en este proceso, se requiere de un molde para diseñar los mecanismos y que adquieran las propiedades de cada sección, tal es el caso de los elementos que funcionan como los órganos que ejercen cierta presión interna por el simple hecho de estar presentes y la característica principal del comportamiento de la membrana serosa que es el peritoneo, para así definir teóricamente los parámetros que caracterizaran a la cavidad peritoneal artificial.

Para el desarrollo del banco de pruebas, el objetivo principal que era diseñar y construir el prototipo funcional se logró, permitiendo determinar así las variables que intervienen durante la terapia de diálisis peritoneal automatizada, el diseño de la plataforma Stewart en un programa de cómputo también fue alcanzado ya que de esta forma se realizaron de manera más efectiva las dimensiones de la máquina evitando así desperdicio de materiales.

Por otro lado, el diseño de los controladores para una interfaz HMI también fue alcanzado porque el usuario puede modificar las funciones de la máquina mientras está en operación; de igual forma el diseño del peritoneo artificial o la cavidad peritoneal, se generó de manera más comprensible al analizar el objeto desde distintos ángulos hasta llegar a un diseño práctico que permite incluso reutilizar elementos evitando así en parte la contaminación excedente.

Ahora bien, para el desarrollo de las pruebas por separado fueron alcanzables gracias a que la construcción no generó una fuerte demanda de recursos (bolsas para diálisis) ya que se reutilizaron las existentes para realizar más pruebas de las reportadas y así confirmar los

resultados mostrados, de igual forma al permitir la utilización de la máquina cicladora a validar.

La cantidad de pruebas fue en medida adecuada para observar que los cambios no son demasiado drásticos como para considerarse catastróficos para el dispositivo, dando paso a la continuación de mejoras e implementación de trabajos a futuro para ambas máquinas permitiendo así desarrollar aún más calidad y eficiencia para el mejor aprovechamiento de esta tecnología.

Para los resultados medidos, se compararon por medio de los promedios de cada prueba, de esta manera, es posible determinar si las variaciones que existen durante la terapia, repercuten dañinamente hacia los pacientes, por lo que el realizar las gráficas de comparación, otorga una mejor apreciación de esta característica, por otro lado, el análisis linear del decremento del líquido a través del programa de cómputo, brinda otra perspectiva del avance en la infusión del líquido dentro de la cavidad, con el cual pueden realizarse caracterizaciones del comportamiento durante cada infusión, pero, para este caso particular, se mostró el resultado y la casi linealidad que persigue la infusión al tratarse de un flujo laminar y sin perturbaciones.

En conclusión, el desarrollo del banco de pruebas funge su propósito al permitir realizar pruebas con la máquina cicladora y arrojando resultados en tiempo real de las lecturas de las variables, permitiendo así validar la correcta operación de este dispositivo con tiempos de trabajo reales y movimientos diferentes para cada paciente, otorgando más rangos de operación con los que el dispositivo trabajó.

Además, la mejora en cada etapa del banco de pruebas es posible gracias al diseño de la estructura y de los elementos de este, al permitir modificaciones en cualquier sección de operación, ya sea añadir algún otro elemento como sensores para medir turbidez a la salida, o aumentar los existentes para confirmar las lecturas hechas, o incluso más subprogramas que permitan controlar otras etapas de operación con más actuadores que brinden mayor movilidad al banco de pruebas.

Con el fin de incrementar la imitación de la cavidad peritoneal artificial, pueden cambiarse incluso los materiales de construcción, y añadir sensores para otras variables que puedan tomar lecturas de la emulación movimientos internos hechas por los órganos que, en ese momento realizan acciones que aumentan la presión interna de la cavidad.

Generando así, un modelo casi real que permita evaluar incluso otro tipo de máquinas que funcionen de forma similar y en esta cavidad, o incluso desarrollar pruebas dentro de esta y evaluar los comportamientos que genera en diferentes circunstancias.

Trabajos a Futuro

El desarrollo del banco de pruebas permite explorar en el campo de simulación de movimientos del cuerpo humano sean voluntarios o no, para este caso la recreación de movimientos que suceden mientras las personas duermen logra definir áreas de investigación ya exploradas en donde se puede incursionar para recrear cada movimiento específico dentro de la cavidad peritoneal, es decir los movimientos de los órganos que al realizar sus funciones pueden afectar de manera indirecta a las variables analizadas en el presente trabajo.

Por otro lado, el mismo banco de pruebas puede ser mejorado con distintos elementos que se enlistan a continuación:

- Utilización de materiales flexibles para la construcción de la cavidad peritoneal que permitan una mejor integración de los sensores sin presentar fugas en la instalación de estos.
- Implementación de un sensor de flujo con mayor resolución y que permita una completa medición que no se vea afectada por flujos laminares.
- Adición de mecanismos que permitan emular alguna presión extra como puede ser un impacto en el área abdominal para detectar los niveles de presión internas.
- Generación de un registro en hojas de cálculo que permitan analizar los valores registrados durante las pruebas en cualquier momento, al conectarse a una computadora que permita obtener estos valores en tiempo real mediante la programación en programas de cómputo.

Anexos

ANEXO A ➔

```
#include <Servo.h>
#include <Time.h>
#include <TimeLib.h>
#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h> //Libreria para LCD I2C
#include <Wire.h> //libreria requerida para usar SDA y SCL
```

LIBRERÍAS

```
double aux;
```

```
int x = 0;
int y = 0;
int rho = 997;
int PinSensor = 2;
int i = 0, j = 7, k = 3;
```

```
const int SensorP = 3;
```

```
volatile int NumPulsos;
```

```
float factor_conversion = 7.5;
```

```
double g = 9.8;
```

```
double tolP = 0.04;
```

```
double level, Vout, P, Vs = 5.0;
```

VARIABLES

```
OneWire SensorD(SensorP);
DallasTemperature sensor(&SensorB);
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 2, 1, 0, 4, 5, 6, 7, 3, POSITIVE);
Servo myservo, myservo2, myservo3, myservo4, myservo5, myservo6;
```

ASIGNACIÓN DE
ELEMENTOS

```

void ContarPulsos ()
{
  NumPulsos++;
}
int ObtenerFrecuencia()
{
  int frecuencia;
  NumPulsos = 0;
  interrupts();
  delay(500);
  noInterrupts();
  frecuencia = NumPulsos;
  return frecuencia;
}

```

FUNCIONES DE FLUJOMETRO

```

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(PinSensor, INPUT);
  attachInterrupt(0, ContarPulsos, RISING);
  sensor.begin();
  lcd.begin(20, 4);
  lcd.backlight();
  pinMode(2, INPUT);
  pinMode(3, INPUT);
  pinMode(8, INPUT);
  pinMode(9, INPUT);
  pinMode(10, INPUT);
}

```

CONFIGURACIÓN GENERAL

```

void loop() {
  // Sensor de presión
  aux = 0;
  for (i = 0; i < 10; i++) {
    aux = aux + (float(analogRead(A0)) * 5.0 / 1023.0); //presion
    delay(5);
  }
  Vout = aux / 10.0;
  P = ( Vout - 0.2) / (0.35); //kPa

  //Sensor de flujo
  float frecuencia = ObtenerFrecuencia();
  float caudal_L_m = frecuencia / factor_conversion;
  float caudal_L_h = 1000 * (caudal_L_m / 60);

  //Sensor de temperatura
  sensor.requestTemperatures();
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("Temp:");
  lcd.print(sensor.getTempCByIndex(0));
  lcd.print(" Celsius");
  lcd.setCursor(0, 1);
  lcd.print("Presion: ");
  lcd.print(P);
  lcd.print(" kPa");
  lcd.setCursor(0, 2);
  lcd.print("Flujo: ");
  lcd.print(caudal_L_h);
  lcd.print(" mL/s");
  lcd.setCursor(0, 3);
}

```

SENSOR DE PRESION

SENSOR DE FLUJO

SENSOR DE TEMPERATURA

```

lcd.print("Menu motores? M");
if (digitalRead(8) == HIGH && x == 0) {
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("Subida/Bajada S");
  lcd.setCursor(0, 1);
  lcd.print("Lado a lado L");
  lcd.setCursor(0, 2);
  lcd.print("Onda continua O");
  lcd.setCursor(0, 3);
  lcd.print("Detener Movimiento C");
}
}

```

ACCESO A MENÚ

ANEXO B ➔

```

#include <Time.h>
#include <TimeLib.h>
#include <Servo.h>

```

LIBRERÍAS

```

int x = 0;
int y = 0;
int i = 0, j = 7, k = 3;

```

VARIABLES

```

Servo myservo, myservo2, myservo3, myservo4, myservo5, myservo6;

```

ASIGNACIÓN DE
ELEMENTOS

```

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(30, OUTPUT);
  pinMode(31, OUTPUT);
  pinMode(32, OUTPUT);
  pinMode(33, OUTPUT);
  pinMode(34, OUTPUT);
  pinMode(35, OUTPUT);
  pinMode(22, OUTPUT);
  pinMode(44, INPUT);
  pinMode(45, INPUT);
  pinMode(46, INPUT);
  pinMode(47, INPUT);
  pinMode(48, INPUT);
  pinMode(49, INPUT);
  pinMode(50, INPUT);
  pinMode(51, INPUT);
  myservo.attach(30, 500, 2250);
  myservo2.attach(31, 500, 2250);
  myservo3.attach(32, 500, 2250);
  myservo4.attach(33, 500, 2250);
  myservo5.attach(34, 500, 2250);
  myservo6.attach(35, 500, 2250);
}

```

CONFIGURACIÓN GENERAL

```

void loop() {
  int i = 0, j = 7, k = 3;
  if (digitalRead(46) == HIGH && x == 0) {
    x = 1;
    do
    {
      digitalWrite(22, HIGH);
      myservo.write(180);           // Elevates the platform
      myservo2.write(0);
      myservo3.write(180);
      myservo4.write(0);
      myservo5.write(180);
      myservo6.write(0);
      delay(500);
      myservo.write(0);           // Down the platform
      myservo2.write(180);
      myservo3.write(0);
      myservo4.write(180);
      myservo5.write(0);
      myservo6.write(180);
      delay(500);
    }
    while (digitalRead(44) == LOW && x == 1); {
      x = 0;
      digitalWrite(22, LOW);

      myservo.write(0);           // Down the platform
      myservo2.write(180);
      myservo3.write(0);
      myservo4.write(180);
      myservo5.write(0);
      myservo6.write(180);
    }
  }
}

if (digitalRead(48) == HIGH && x == 0) {
  x = 1;
  i = 0;
  k = 3;
  do
  {
    digitalWrite(22, HIGH);
    if (i == 0 && k == 3) {
      myservo.write(180);           // Side by side
      myservo2.write(0);
      myservo3.write(90);
      myservo4.write(90);
      myservo5.write(0);
      myservo6.write(180);
      delay(1000);
      i++;
      k--;
    }
    if (i == 1 && k == 2) {
      myservo.write(0);
      myservo2.write(180);
      myservo3.write(180);
      myservo4.write(0);
      myservo5.write(90);
      myservo6.write(90);
    }
  }
}

```

MOVIMIENTO 1

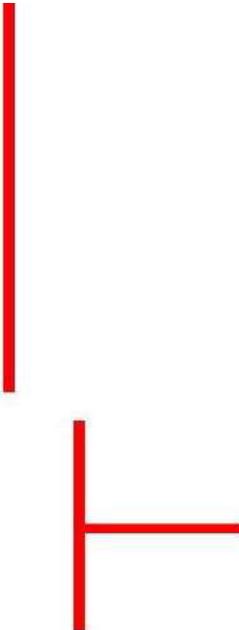
SET POINT
PLATAFORMA

MOVIMIENTO 2

```

    delay(1000);
    i++;
    k--;
}
if (i == 2 && k == 1) {
    myservo.write(90);
    myservo2.write(90);
    myservo3.write(0);
    myservo4.write(180);
    myservo5.write(180);
    myservo6.write(0);
    delay(1000);
    i = 0;
    k = 3;
}
}
while (digitalRead(44) == LOW && x == 1); {
    x = 0;
    digitalWrite(22, LOW);
    myservo.write(0); // Down the platform
    myservo2.write(180);
    myservo3.write(0);
    myservo4.write(180);
    myservo5.write(0);
    myservo6.write(180);
}
}

```



SET POINT
PLATAFORMA

```

if (digitalRead(50) == HIGH && x == 0) {
    x = 1;
    i = 0;
    j = 7;
    do
    {
        digitalWrite(22, HIGH);
        if (i == 0 && j == 7) {
            myservo.write(180); // Wave
            myservo2.write(30);
            myservo3.write(120);
            myservo4.write(90);
            myservo5.write(60);
            myservo6.write(150);
            delay(100);
            i++;
            j--;
        }
        if (i == 1 && j == 6) {
            myservo.write(150);
            myservo2.write(60);
            myservo3.write(90);
            myservo4.write(120);
            myservo5.write(30);
            myservo6.write(100);
            delay(100);
            i++;
            j--;
        }
        if (i == 2 && j == 5) {
            myservo.write(120);
            myservo2.write(90);

```



MOVIMIENTO 3

```

myservo3.write(60);
myservo4.write(150);
myservo5.write(0);
myservo6.write(150);
delay(100);
i++;
j--;
}
if (i == 3 && j == 4) {
myservo.write(90);
myservo2.write(120);
myservo3.write(30);
myservo4.write(180);
myservo5.write(30);
myservo6.write(120);
delay(100);
i++;
j--;
}
if (i == 4 && j == 3) {
myservo.write(60);
myservo2.write(150);
myservo3.write(0);
myservo4.write(150);
myservo5.write(60);

```

```

myservo6.write(90);
delay(100);
i++;
j--;
}
if (i == 5 && j == 2) {
myservo.write(30);
myservo2.write(180);
myservo3.write(30);
myservo4.write(120);
myservo5.write(90);
myservo6.write(60);
delay(100);
i++;
j--;
}
if (i == 6 && j == 1) {
myservo.write(0);
myservo2.write(150);
myservo3.write(60);
myservo4.write(90);
myservo5.write(120);
myservo6.write(30);
delay(100);
i = 0;
j = 7;
}
}

```

```

while (digitalRead(44) == LOW && x == 1) {
x = 0;
digitalWrite(22, LOW);
myservo.write(0); // Down the platform
myservo2.write(180);
myservo3.write(0);
myservo4.write(180);
myservo5.write(0);
myservo6.write(180);
}
}

```

SET POINT
PLATAFORMA

ANEXO C

