

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR PARA CIRUGÍA  
LAPAROSCÓPICA**

Presentado Ante la ilustre  
Universidad Central de Venezuela  
Por los Brs. Zambrano L., Amilcar  
Piñango G., Alfredo J.  
Para optar al Título  
De Ingeniero Mecánico

CARACAS, 2003

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN SIMULADOR PARA CIRUGÍA  
LAPAROSCÓPICA**

TUTOR ACADÉMICO: Prof. José Barriola.  
TUTOR INDUSTRIAL: Dr. Miguel Cerrolaza.

Presentado Ante la ilustre  
Universidad Central de Venezuela  
Por los Brs. Zambrano L., Amilcar  
Piñango G., Alfredo J.  
Para optar al Título  
De Ingeniero Mecánico

CARACAS, 2003


Caracas, Diciembre de 2003.

## ACTA

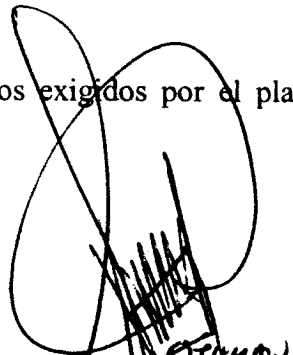
Los abajo firmantes, miembros del Jurado designado por el Consejo de la Escuela de Ingeniería Mecánica, para evaluar el Trabajo Especial de Grado presentado por los Bachilleres Amilcar Zambrano L., Alfredo J. Piñango G., titulado:

### “DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN SIMULADOR PARA CIRUGIA LAPAROSCOPICA”

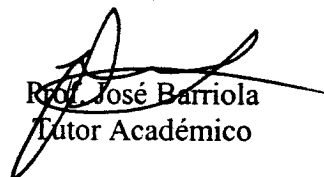
Consideran que el mismo cumple con los requisitos exigidos por el plan de estudios conducente al Título de Ingeniero Mecánico.



Prof. Pedro Lecue  
Jurado



Prof. Victor Falcón  
Jurado



Prof. José Barriola  
Tutor Académico

# INDICE DE CONTENIDO

RESUMEN.....	i
AGRADECIMIENTOS.....	ii
DEDICATORIA.....	iii

## Capítulo 1

### INTRODUCCIÓN

1.1	Introducción.....	1
1.2	Motivación.....	2
1.3	Planteamiento del Problema.....	4
1.4	Objetivos.....	5
1.4.1	Objetivo General.....	5
1.4.2	Objetivos Específicos.....	5
1.5	Alcances.....	5

## Capítulo 2

### CIRUGÍA LAPAROSCÓPICA

2.1	Cirugía Mínima Invasiva.....	7
2.2	Laparoscopia.....	8
2.3	Cirugía Laparoscópica Intrabdominal.....	8
2.3.1	Equipamiento.....	9
2.3.2	Producción de Imagen.....	9
2.3.3	Accesos Peritoneales.....	10
2.3.3.1	Gases.....	10
2.3.3.2	Trócares.....	11
2.3.3.3	Instrumentos.....	12
2.4	Operaciones Más Comunes En Cirugía Laparoscópica.....	12
2.4.1	Reflujo Gastro-Esofágico.....	12
2.4.2	Cirugía Biliar.....	13
2.4.3	Otras Operaciones De Cirugía Laparoscópica Abdominal.....	15
2.5	Complicaciones en la Cirugía Laparoscópica Abdominal.....	15
2.5.1	Complicaciones Propias De La Cirugía Laparoscópica.....	15
2.5.2	Complicaciones Particulares De Cada Técnica.....	16

## Capítulo 3

### ANÁLISIS AL ESTADO DEL ARTE

3.1	Sistemas De Simulación Quirúrgica.....	17
3.2	Estado Del Arte De Sensores Hápticos En Cirugía Laparoscópica.....	19
3.2.1	Sensores Hápticos En Sistemas Simuladores De Cirugía Laparoscópica.....	20
3.2.2	Sensores Hápticos En Tele-cirugía Y Robótica de Cirugía Laparoscópica.....	24
3.3	Estado Del Arte De Software Para Sistemas De Simulación En Cirugía Laparoscópica.....	27
3.4	Estado Del Arte De Simuladores de Cirugía Laparoscópica.....	30

## Capítulo 4

### DISEÑO

4.1	Tormenta de Ideas.....	32
4.2	Selección De Ideas.....	40
4.2.1	Selección del parámetro A.....	40
4.2.2	Selección del parámetro B.....	42
4.2.2.1	Cálculo De Iluminación Natural.....	43
4.2.2.2	Cálculo De Iluminación Artificial.....	44

4.2.3	Selección del parámetro C .....	45
4.2.4	Selección del parámetro D .....	48
4.3	Diseño De Otros Componentes .....	49
4.3.1	Diseño De Extremidades .....	49
4.3.2	Diseño De Laparoscopia (Porta-Cámara) .....	50
4.3.3	Diseño De Componentes Periféricos .....	51
4.4	Selección De Materiales .....	52
4.4.1	Superficie de Penetración .....	52
4.4.2	Bandeja .....	53
4.4.3	Sostén De Superficie De Penetración .....	54
4.4.4	Laparoscopia .....	54
Capítulo 5		
ANÁLISIS POR EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS		
5.1	SUPERFICIE DE PENETRACION (TORAX HUMANO).....	55
5.1.1	Aplicación de carga en Orificio N° 1.....	56
5.1.2	Aplicación de carga en Orificio N° 2.....	56
5.1.3	Aplicación de carga en Orificio N° 3.....	57
5.1.4	Aplicación de carga en Orificio N° 4.....	57
5.1.5	Aplicación de carga en Orificio N° 5.....	58
5.1.6	Aplicación de carga en Orificio N° 6.....	58
5.1.7	Aplicación de carga en Orificio N° 7.....	59
5.1.8	Aplicación de carga en Orificio N° 8.....	59
5.2	SOPORTES.....	60
5.2.1	Soporte tipo A (incluye el soporte superior II + el soporte base I).....	61
5.2.2	Soporte tipo B (incluye el soporte superior I + el soporte base II).....	62
5.3	BANDEJA.....	64
Capítulo 6		
CONSTRUCCIÓN		
6.1	Laparoscopia .....	67
6.2	Sostén de Cámara .....	69
6.3	Superficie de Penetración .....	72
6.4	Soportes.....	74
6.5	Bandeja.....	75
Capítulo 7		
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		
Conclusiones: .....		78
Recomendaciones .....		79
BIBLIOGRAFÍA.....		81
ANEXOS I		
I.1	Medidas Antropométricas .....	84
I.2	Especificaciones Del Laparoscopia.....	85
I.3	Especificaciones De La Cámara Bullet.....	86
I.4	Factor De Iluminación.....	87
I.5	Relación De Trabajo Y Cantidad De Iluminación.....	88
I.6	Propiedades Del Acrílico .....	89
I.7	Propiedades Del Poliestireno De Alto Impacto.....	91
I.8	Propiedades De La Fibra De Vidrio .....	93
I.9	Programa De Entrenamiento De Johnson & Johnson .....	94
I.10	Conductos Biliares y Complicaciones En La Vesícula .....	96
I.11	Ubicación de Trocar Norteamericana y Europea para Colectomía Laparoscópica .....	98

I.12	Complicaciones Particulares de las Técnicas a Simular .....	98
I.13	Especificaciones Técnicas De Dispositivos Hápticos De Immersion Corporation.....	105
I.14	Especificaciones Del Laparoscopy Training Simulator.....	107
ANEXOS II		
TEORÍA DE CÁLCULO		
II.1	ESTÁTICA DE CUERPO RÍGIDO .....	108
II.1.1	Vector. ....	108
II.1.2	Reducción de un sistema de fuerzas dado a una fuerza y un par que actúa en un punto dado	
A.	108	
II.1.3	Traslación de un sistema fuerza par desde un punto O hasta un punto O' .....	109
II.1.4	Reducción de un sistema de fuerzas dado a una sola fuerza. ....	109
II.1.5	Equilibrio de cuerpo rígido. ....	109
II.2	EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS .....	110
II.2.1	Introducción al FEA. ....	110
II.2.2	Simulación de Esfuerzos.....	111
II.2.3	Formulación Matricial de las Ecuaciones Básicas. ....	112
II.2.4	Consideraciones del Análisis Estático .....	117
II.2.4.1	Comportamiento Lineal. ....	117
II.2.4.2	Cargas estáticas. ....	117
II.2.4.3	Materiales elásticos lineales. ....	118
II.2.4.4	Deformaciones pequeñas.....	118
II.3	DISEÑO PARA DISTINTOS TIPOS DE CARGA .....	118
II.3.1	PREDICCIÓN DE FALLAS.....	119
II.3.1.1	Teoría de falla por tensión normal máxima.....	119
II.3.1.2	Teoría de falla por tensión máxima por esfuerzo de corte.....	119
II.3.1.3	Teoría de la distorsión de la energía.....	120
II.4	FACTORES DE DISEÑO.....	120
II.5	MÉTODOS PARA CALCULAR FACTOR DE DISEÑO O TENSIÓN DE DISEÑO.....	121
II.5.1	Caso A: materiales frágiles bajo cargas estáticas.....	122
II.5.1.1	Caso A1: tensión por esfuerzo de tracción.....	122
II.5.1.2	Caso A2: tensión por compresión .....	122
II.5.1.3	Caso A3: tensión biaxial .....	122
II.5.1.4	Caso C: materiales dúctiles bajo cargas estáticas.....	123
II.5.1.4.1	Caso C1: teoría de la falla por tensión debida a esfuerzo de corte.....	123
II.5.1.4.2	Caso C2: teoría de la distorsión de la energía o de von Mises .....	123
ANEXOS III		
PLANOS PARA LA CONSTRUCCIÓN .....		124

## INDICE DE FIGURAS

Figura 2-1	Intervención quirúrgica de un paciente (a). Laparotomía (b). Estomago, hígado y otros órganos de la cavidad abdominal vistos en cirugía laparoscópica.....	9
Figura 2-2	Introducción en cavidad peritoneal de la aguja de Veress. ....	10
Figura 2-3	Introducción de trócar en abdomen.....	11
Figura 2-4	Ubicación de trócar para la Funduplicatura de Nissen Laparoscópica.....	13
Figura 2-5.	Ubicación usual para la Colectomía Laparoscópica. ....	14
Figura 2-6.	Instrumental de Cirugía Laparoscópica, mangos y puntas.....	16

Figura 3-1 Esquema de un sistema de simulación quirúrgica. (a) Subsistema de sensores. (b) Subsistema de visualización. ....	19
Figura 3-2. (a) Ensayos de software haciendo uso del PHANTOM haptic interface. (b) Detalle de software de simulación. ....	21
Figura 3-3. Caja de entrenamiento para cirugía laparoscópica. ....	21
Figura 3-4. Pruebas de retroalimentación sobre abdomen con forma femenina. ....	22
Figura 3-5. Cuatro grados de libertad, el quinto lo provee la apertura y cierre de pinzas. ....	23
Figura 3-6. Dispositivos desarrollados por Immersion Corporation como interfaz para la creación de simuladores de cirugías mínimamente invasivas: (a) sin realimentación de fuerzas; (b) con realimentación. ....	23
Figura 3-7. Dispositivo de retroalimentación háptica y software desarrollado en Berkeley para la Colecistectomía. ....	24
Figura 3-8. Mando esclavo robótico con retroalimentación háptica. ....	24
Figura 3-9. Detalle del mando del telerobot. (b). Telerobot en simulación de trabajo. (c). Detalle del actuador robótico. ....	25
Figura 3-10. Detalle de la sutileza de la herramienta quirúrgica de la unidad telerrobótica. ....	25
Figura 3-11. (a) Estación de trabajo telerrobótica. (b) Detalle de los grados de libertad del robot. ....	26
Figura 3-12. (a) Software con retroalimentación KISMET. (b) Dispositivo usado para el software KISMET. ....	26
Figura 3-13. Imagen de KISMET de un ambiente de simulación completo. ....	27
Figura 3-14. (a) Sistema de Simulación LapSim en marcha. (b) Deformación de tejido en tiempo real. ....	29
Figura 3-15. Imágenes de la malla, estimulación y deformación del tejido realizadas con el programa. ....	29
Figura 3-16. De un lado los vectores de fuerza de acuerdo a la estimulación recibida y su ubicación en la malla. Del otro lado la deformación resultante. ....	30
Figura 3-17. (a) Simulador de cirugía laparoscópica desarrollado en EU. (b) Accesorios. ....	30
Figura 3-18. (a) Simulador. (b) Simulador en funcionamiento. ....	31
Figura 4-1. Idea A 1. ....	33
Figura 4-2. Idea A 2. ....	33
Figura 4-3. Idea A 3. ....	33
Figura 4-4. Idea A 4. ....	34
Figura 4-5. Idea A 5. ....	34
Figura 4-6. Idea A 6. ....	34
Figura 4-7. Idea A 7. ....	35
Figura 4-8. Idea B 1. ....	35
Figura 4-9. Idea B 2. ....	35
Figura 4-10. Idea B 3. ....	36
Figura 4-11. Idea B 5. ....	36
Figura 4-12. Idea B 6. ....	36
Figura 4-13. Idea B 7. ....	37
Figura 4-14. Idea B 8. ....	37
Figura 4-15. Idea B 9. ....	37
Figura 4-16. Idea C 2. ....	38
Figura 4-17. Idea C 3. ....	38
Figura 4-18. Idea C 4. ....	39
Figura 4-19. Idea D 1. ....	39
Figura 4-20. Idea D 2. ....	39
Figura 4-21. Idea D 3. ....	40
Figura 4-22. Idea D 4. ....	40
Figura 4-23. Gomas de orificios. ....	41
Figura 4-24. Evolución del diseño de superficie de penetración. ....	42
Figura 4-25. Evolución del diseño de la bandeja. A, B, diseños primarios. C, diseño final. ....	47
Figura 4-26. Extremidades o sostén de superficie de penetración con mecanismo de control de altura, acoplado a la bandeja del simulador. ....	48
Figura 4-27. Tornillo para fijar el sujetador 1, tornillo para fijar rótula 2 y tornillo para fijar penetración 3. ....	49

Figura 4-28. Extremidades acoplado la bandeja y superficie de penetración.....	50
Figura 4-29. Laparoscopio.....	50
Figura 4-30. A. Detalle del mango del Instrumental. B. Instrumental para Laparoscopia.....	51
Figura 4-31. Gomas de sustento del simulador.....	51
Figura 4-32. Perillas, unión entre extremidades.....	52
Figura 4-33. A, Endo-trainer en ejercicios de rutina. B, Endo-trainer en folletos publicitarios. (Ambos del Centro de Desarrollo Profesional de Johnson & Johnson).....	53
Figura 5-1 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 1.....	56
Figura 5-2 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 2.....	56
Figura 5-3 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 3.....	57
Figura 5-4 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 4.....	57
Figura 5-5 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 5.....	58
Figura 5-6 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 6.....	58
Figura 5-7 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 7.....	59
Figura 5-8 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 8.....	59
Figura 5-9 Soporte tipo A (soporte superior II + el soporte base I) bajo condición de carga.....	61
Figura 5-10 Soporte tipo A (soporte superior II + el soporte base I) zona de concentrador de esfuerzos.....	61
Figura 5-11 Soporte tipo A modificado (soporte superior II + el soporte base I) bajo condición de carga.....	62
Figura 5-12 Soporte tipo B modificado (soporte superior I + el soporte base II) bajo condición de carga.....	63
Figura 5-13 Bandeja en condición de carga crítica.....	64
Figura 6-1. Talleres del IMME.....	67
Figura 6-2. (a) Cámara con orificio roscado. (b) Detalle de punta del Laparoscopio construido. Todas las roscas son iguales.....	68
Figura 6-3. Laparoscopio.....	68
Figura 6-4. Pieza de fábrica de la cámara bullet.....	69
Figura 6-5. Sostén de cámara. (a) Vista frontal y (b) vista lateral.....	70
Figura 6-6. Ensamble de Laparoscopio con sostén.....	71
Figura 6-7. Limado y cortes con segueta en láminas de acrílico.....	73
Figura 6-8. Taladrado de soportes de aluminio.....	74
Figura 6-9. Soportes en acabado basto.....	74
Figura 6-10. Bandeja con acabado de pintura epóxica.....	76
Figura 6-11 Ensamble prototipo con diferentes instrumentos quirúrgicos.....	77
Figura 6-12 Ensamble prototipo, detalle del sujetador de la cámara.....	77
Figura II-1 Traslación de un sistema fuerza par desde un punto $O$ hasta un punto $O'$ .....	108
Figura II-2 Reducción de un sistema de fuerzas dado a una sola fuerza.....	109

## INDICE DE TABLAS

Tabla 2-1. Gases para Neumoperitoneo.....	11
Tabla 5-1 Resultados de la condición de carga aplicada en los diferentes orificios de la parte superior.....	60
Tabla 5-2 Resultados de los esfuerzos en los soportes tipo A y B.....	63
Tabla 5-3 Resultados de los esfuerzos en la bandeja.....	64



**Zambrano L., Amilcar Y Piñango G., Alfredo J.**

## **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR PARA CIRUGÍA LAPAROSCÓPICA**

**Tutor Académico: Prof. José Barriola. Tutor Industrial: Dr. Miguel Cerrolaza.  
Tesis. Ciudad, U.C.V. Facultad de Ingeniería. Escuela de Mecánica. 2003, 144 Pág.**

Construcción, Diseño, Cirugía Laparoscópica, Simulación.

Como primera parte de un proyecto vislumbrado a largo plazo en el presente trabajo se diseño y construyo un simulador de cirugia laparoscópica. De acuerdo a la realidad latinoamericana el dispositivo construido es versátil y de bajo costo. Se integró los componentes mínimos necesarios para que un cirujano o estudiante de medicina reciban un adecuado entrenamiento en técnicas de cirugia laparoscópica. El simulador construido permite la visualización de los procedimientos quirúrgicos en un solo conjunto, sin necesidad de inutilizar algún otro tipo de instrumento no destinado para tal fin y cuyo uso acarrearía el incremento de los costos de las prácticas.

Se realizó un análisis al estado del arte, que cubre un levantamiento sustancial de información en lo que respecta al desarrollo de la cirugia mínima invasiva en el país y el resto de mundo.

En el diseño del simulador para cirugia laparoscópica se emplearon herramientas de diseño conceptual, técnicas de tormenta de ideas en conjunción con el método de análisis morfológico con lo que se obtuvo un diseño óptimo.

Se analizó y modeló el simulador mediante el uso del método de los elementos finitos. De donde se obtuvo el esfuerzo máximo que soporta cada componente del simulador y posteriormente se evaluó cada componente mediante una teoría de falla para el material.

En la construcción del prototipo se aplicaron técnicas de mecanizado tales como torneado, fresado, taladrado y doblado entre otras. Se emplearon materiales compuestos para ciertos componentes que requirieron ser tratados por termoformado para su conformación final.

Este trabajo especial de grado sentó las bases o directrices para la continuidad de posteriores trabajos en el área a mediano plazo.

## **AGRADECIMIENTOS**

Queremos dar las gracias a todas aquellas personas que de una u otra manera han contribuido al desarrollo y culminación del presente trabajo especial de grado.

Hacemos especial énfasis en agradecer a los siguientes:

Al profesor José Barriola por su acertada orientación para dar feliz termino a dicho trabajo. Al Dr. J. Barriola por su invaluable aporte y contribución en la recopilación de información bibliográfica, visual, instrumental y de experiencias propias en cursos de Cirugía Laparoscópica. Al Laboratorio de Computación Grafica, en especial a la Prof. Omaira. Al Instituto de Cirugía Experimental bajo la dirección del Dr. Rodolfo Miquilarena. Al Dr. Iván, y Al Dr. Paúl. Al Dr. Cerrolaza por compartir con nosotros algunas de sus experiencias en el ámbito del proyecto. Al equipo conformado por Wilmer, Ifer, Bracho, Gabi, Miguel y al personal técnico del Centro de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela, en especial al Sr. Peraza y al Sr. Hernán. A la Periodista. María Fernanda Mújica por su asesoría académica en la búsqueda de información y preocupación en que las cosas salgan bien. Al Sr. Luis Manosalvas, por su contribución en lo que respecta a construcción de moldes. Al Ing. Wilmer Mora, al Sr. Alejandro Figueroa, a Jesús Furnaguera por hacer que el corte del acrílico fuera posible (parte elemental del simulador), al Sr. Crecente Furnaguera por su accesoria, a la Sra. Celmira. Al Sr. Jorge Valero. A Argelia y Rómulo, ambos personal del Laboratorio de Soldadura de la Escuela de Metalurgia. Al Prof. Barragán por su orientación en validar resultados.

Porque los buenos proyectos involucran siempre a muchas personas capaces,

Gracias Totales.

# DEDICATORIA

*A Sofía, mis padres y amigos*

*Alfredo*

*A Leia, mis padres y amigos*

*Amilcar*

# Capítulo 1

## INTRODUCCIÓN

### 1.1 Introducción

La cirugía laparoscópica, por ser una técnica quirúrgica de mínima invasión, se ha convertido en los últimos tiempos en un procedimiento aceptado de forma universal. Su rápida difusión en el mundo ha supuesto la aparición de nuevas complicaciones que no se encontraban en la cirugía convencional.

Algunas características de la cirugía laparoscópica son la visión bidimensional, la utilización de instrumental muy largo y la ausencia de tacto directo de los tejidos, que obligan al cirujano a un proceso de adaptación y aprendizaje; la falta de éste es lo que ha llevado a responsabilizar a la técnica de complicaciones debidas a sus ejecutores.

Las tasas de morbilidad de la cirugía laparoscópica, actualmente son comparables con las de cirugía convencional. A pesar de esta condición, se prevé que sustituya la mayoría de los procedimientos empleados en cirugía convencional a niveles globales y en corto tiempo. Tal condición es un incentivo para ramas de la ciencia como la bioingeniería para investigar y ofrecer soluciones oportunas al respecto.

En respuesta a esta demanda el Centro de Bioingeniería, en conjunto con el Instituto de Cirugía Experimental y el Laboratorio de Computación Gráfica, ubicados en la Universidad Central de Venezuela, han unido esfuerzos para la creación de varios proyectos involucrados con el área.

El Diseño y Construcción de un Simulador de Cirugía Laparoscópica es la primera etapa de un proyecto más ambicioso vislumbrado a mediano plazo, que supone la creación de un simulador con ambiente virtual de trabajo y retroalimentación táctil. El desarrollo del proyecto a mediano plazo supone la utilización de gran parte del

levantamiento informativo realizado para este proyecto, que incluyó: presenciar cirugías en vivo de humanos y animales, visitas a distribuidores y productores de equipos quirúrgicos, asesoramiento técnico con fotógrafo, camarógrafo, médicos tanto del Instituto de Cirugía Experimental como autónomos, análisis del estado del arte de simuladores en Venezuela y el mundo. Se hace especial énfasis en que estas son solo algunas de las actividades que se realizaron para la culminación de esta primera etapa que serán indispensable para la continuidad del ya mencionado proyecto a mediano plazo.

En Venezuela el gran auge de la laparoscopia ha sido en el área ginecológica. En la actualidad se está utilizando en las diferentes sub-especialidades de la cirugía, en el diagnóstico de abdomen agudo, en toda la patología abdominal y de columna, así como también en intervenciones del tórax y del cuello. El Instituto de Cirugía Experimental, ha desarrollado el Laboratorio de Cirugía Laparoscópica que se encarga de capacitar a los cirujanos en este campo a través de diferentes cursos.

Habitualmente los cirujanos se entrenan a través del uso de cadáveres, animales vivos o intervenciones quirúrgicas reales guiadas por expertos. El mantenimiento de los cadáveres representa un alto costo. Por otro lado el número de cirugías en la prácticas bajo supervisión de un experto estará muy limitada, además que el número de patologías con el que tratará serán reducidas en comparación con las que se enfrentará.

## **1.2 Motivación**

Para el entrenamiento de cirujanos a nivel nacional, el Laboratorio de Cirugía Laparoscópica dispone de un programa de entrenamiento básico que se realiza en conjunto con la compañía Johnson & Johnson. El mismo consta de cinco sesiones, de las cuales cuatro se realizan en el edificio de la compañía y una se realiza en el Laboratorio de Cirugía Laparoscópica. Las primeras cuatro sesiones se hacen usando una caja llamada Endo-trainer. El edificio de Jonson & Jonson cuenta solo con cuatro de estas cajas que, claro está, no son suficientes ni para el número de cirujanos en el país que requieren ser actualizados, ni para los cirujanos que están egresando.

El Endo-trainer es una estructura en forma de caja, propiedad de Ethicon, compañía que a su vez pertenece a Johnson & Johnson. Consta de unos orificios por los que se introduce instrumental especializado de cirugía laparoscópica. Debido a que cuatro de las sesiones se realizan en el edificio de la compañía, el instrumental quirúrgico utilizado para las prácticas es, obviamente por razones de mercadeo, perteneciente a Ethicon. De esta manera es común observar cirujanos muy familiarizados con el instrumental producido por Ethicon.

Hasta los momentos la compañía Johnson & Johnson no ha puesto en venta el Endo-trainer en Venezuela, de esta manera se suma a las deficiencias del modelo, manifestada por los cirujanos, la no colocación en el mercado del mismo.

Los puntos que motivaron la ejecución de este proyecto, son:

- Proveer de un equipo de simulación de uso permanente, amigable y bajo costo, que permita simular los escenarios de las operaciones más realizadas en Venezuela.
- Satisfacer la demanda de equipos (Simuladores de Cirugía Laparoscópica) para el adiestramiento de médicos cirujanos del Instituto de Cirugía Experimental.
- Reducir la probabilidad de causar daños a los pacientes mediante la aplicación incorrecta de algún procedimiento que se realice con cirugía laparoscópica.
- Reducir los costos asociados con el uso de cadáveres y animales en el entrenamiento en cirugía.
- Proveer de experiencia al médico con una gran variedad de patologías y posibles complicaciones según se requiera.
- Permitir la revisualización de la técnica empleada.
- Reducir los costos asociados al empleo del laparoscopio como instrumento para el entrenamiento y no para operar.

### **1.3 Planteamiento del Problema**

En Venezuela no existen trabajos anteriores en lo que al diseño y desarrollo de este tipo de simuladores respecta. El trabajo es pionero en su área a nivel nacional y uno de los primeros a nivel latinoamericano.

El prototipo se construyó con la intención de que estuviera rápidamente operativo. De esta manera fue preciso el elaborar: una tormenta de ideas, un análisis del estado del arte en simuladores, una revisión bibliográfica acerca de los tipos de operaciones laparoscópicas, procesos de fabricación, diseño, métodos numéricos. También fue necesario: analizar los problemas relacionados con las operaciones, el modelar los diferentes componentes a construir haciendo uso de programas, entrevistar a personas relacionadas directamente con operaciones laparoscópicas, visitas a cirugías laparoscópicas, analizar videos de estas operaciones, un análisis por el método de elementos finitos de los componentes más importantes del simulador, un análisis de costos de materiales, el asesoramiento técnico por parte de fotógrafos, camarógrafos, especialistas en termo-formado, médicos y distribuidores de equipos.

Una torre de cirugía laparoscópica consta básicamente de cuatro módulos: el de iluminación, el de video de entrada, monitor de salida y el de insuflación. Estos parámetros deben ser modelados de la mejor forma para hacer sentir al cirujano condiciones reales.

Los costos de una torre de cirugía laparoscópica son muy altos. En el mundo existen dos extremos en lo que a la construcción de simuladores de cirugía laparoscópica concierne, simuladores robóticos de costo excesivo, producidos por países desarrollados e industrializados y simuladores extremadamente sencillos, carentes de realismo. Los simuladores que son sencillos generalmente hacen uso complementario de la torre laparoscópica, esta condición incrementa enormemente los costos de la practica por el simple hecho de que el laparoscopia no está siendo empleado en una operación. Este fue uno de los factores importantes en contra de los cuales se diseñó el simulador.

Es importante mencionar que cuatro médicos, entre esos el Director del Instituto de Cirugía Experimental, fueron encargados de la validación y primeras pruebas del prototipo. El trabajo estuvo constantemente bajo monitoreo por parte del Centro de Bioingeniería, del Laboratorio de Computación Gráfica y del Instituto de Cirugía Experimental.

## **1.4 Objetivos**

### **1.4.1 Objetivo General**

Diseñar y construir un dispositivo para simular condiciones de una típica intervención quirúrgica de cirugía laparoscópica.

### **1.4.2 Objetivos Específicos**

1. Análisis del estado del arte en simuladores.
2. Diseñar y dimensionar el simulador mecánico, de acuerdo a los requerimientos médicos y al estado del arte.
3. Diseñar el sistema de iluminación y el sistema de registro visual mediante cámara de video
4. Seleccionar los materiales y dispositivos apropiados para la fabricación del simulador.
5. Construir un prototipo del simulador.
6. Evaluar el funcionamiento del dispositivo construido simulando intervenciones quirúrgicas; realizando al menos 4 intervenciones por un equipo de cirujanos y estudiantes de cirugía mínima invasiva.
7. Modificar el diseño (si fuese necesario) en función de la evaluación del equipo de cirujanos que realizó la simulación de la intervención.

## **1.5 Alcances**

- Diseñar un simulador de cirugía laparoscópica de bajo costo para adiestrar en procedimientos de cirugía mínima invasiva.



- Modelar y analizar los esfuerzos del Simulador.
- Construir el prototipo del Simulador.
- Hacer recomendaciones acerca del diseño que permitan mejorarlo.

## Capítulo 2

# CIRUGÍA LAPAROSCÓPICA

### 2.1 Cirugía Mínima Invasiva

*La cirugía mínima invasiva* son una serie de técnicas que buscan realizar intervenciones quirúrgicas infringiendo el mínimo daño colateral al paciente. Esto se logra mediante el uso de instrumentos de visualización e intervención que se introducen por orificios naturales (oído, nariz, etc.) o pequeñas incisiones realizadas en el paciente e introduciendo trócares. El instrumento de visualización consiste en un video-laparoscopio que se conecta a un módulo que refina la imagen y la conduce a un dispositivo de salida, que generalmente es un monitor. En este el cirujano puede observar el campo operatorio.

Los instrumentos de intervención consisten en instrumentos quirúrgicos especialmente diseñados para ser introducidos en trócares, que a su vez se introducen en pequeñas incisiones en la piel humana.

Con la cirugía mínima invasiva es posible realizar operaciones con pocas y pequeñas incisiones, operaciones que suelen hacerse con aberturas de 20 o hasta 80 cm.

Las técnicas de Cirugía Mínima Invasiva (CMI) presentan varias ventajas especialmente para el paciente y las entidades sanitarias tales como menor daño postoperatorio, menor estancia postoperatoria en el hospital, reducción de costes de la intervención y menor tiempo de recuperación del paciente. Todas estas ventajas han originado que en los últimos años exista un amplio interés en la utilización y puesta a punto de técnicas CMI en distintos campos de la cirugía tales como: *cirugía abdominal* (que es donde se desarrolla la Cirugía Laparoscópica), cirugía cardíaca, neurocirugía, traumatología y ortopedia, etc.

Sin embargo dichas técnicas presentan una serie de desventajas para el cirujano. Dichas desventajas consisten en una visión restringida del campo operatorio (efectuado a través de una mini cámara que envía la señal a un monitor), movilidad restringida de los instrumentos quirúrgicos, difícil manejo de los instrumentos, nula percepción táctil para el cirujano excepto retroalimentación de fuerza, magnificación de los movimientos del cirujano (tales como temblores), etc.

## 2.2 Laparoscopia

El término es utilizado para:

- La laparoscopia diagnóstica. Se utiliza para determinar la causa de un problema abdominal, o en ocasiones para proporcionar información adicional después de haber practicado otros exámenes.
- La laparoscopia pélvica o ginecológica. Se usa tanto con objetivo diagnóstico, cuando la paciente experimenta dolor o una infección, como para intervenciones quirúrgicas como la ligadura de trompas –a la mujer se le "atan" las trompas de Falopio– o la extirpación de quistes ováricos u otras proliferaciones pélvicas anómalas.
- La cirugía laparoscópica intrabdominal. Se utiliza para apendicectomías, cirugía de la vesícula biliar, reparaciones de hernias y otros procedimientos.

Entre las técnicas antes mencionadas, la de interés para el diseño del simulador es la cirugía laparoscópica intrabdominal.

## 2.3 Cirugía Laparoscópica Intrabdominal

Es un procedimiento que se usa para curar las enfermedades operando a través de un laparoscopio, que se introduce en el abdomen a través de una pequeña incisión.

Es usual, entre personas poco familiarizadas con estos conceptos, que se confunda este con la laparotomía.

La *laparotomía*, en contraste con la cirugía laparoscópica, no es más que la cirugía convencional. En otras palabras, es la apertura de la pared abdominal para operar haciendo uso de los instrumentos y las manos, que son las principales herramientas de un cirujano.

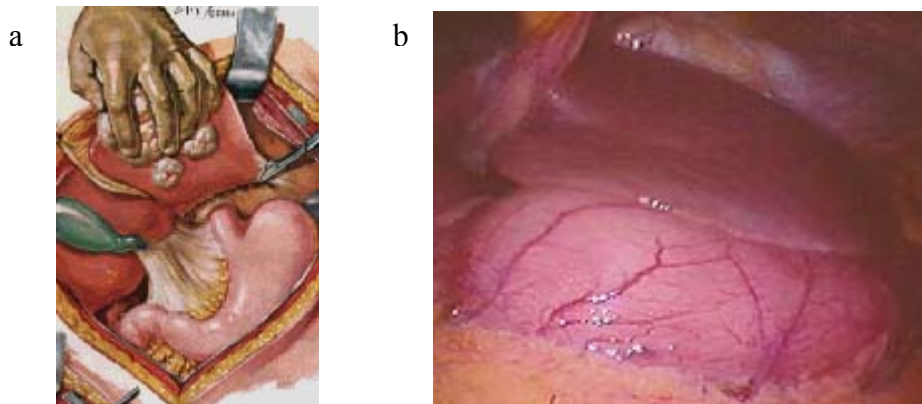


Figura 2-1 Intervención quirúrgica de un paciente (a). Laparotomía (b). Estómago, hígado y otros órganos de la cavidad abdominal vistos en cirugía laparoscópica

### 2.3.1 Equipamiento

El equipamiento básico de la cirugía laparoscópica se puede agrupar en tres categorías:

- *Producción de imagen*
- *Accesos peritoneales*
- *Instrumentos*

### 2.3.2 Producción de Imagen.

La cirugía laparoscópica depende de una adecuada visualización del campo operatorio. El laparoscopio estándar de 0 de Hopkins varía en tamaño de 5 a 10 mm con un ángulo de vista oblicuo de 30 y 45°.

La luz se origina en una fuente externa de alta intensidad y es transmitida en un patrón de zigzag a través de un cable de fibra óptica llegando la luz a través del laparoscopio al campo quirúrgico.

La imagen iluminada es entonces interpretada por una cámara montada en el extremo proximal (extracorpóreo) del laparoscopio.

Se utiliza una cámara de video con tres chips o CCD (charge-coupled device), uno de los chips se utiliza para cada uno de los tres colores (rojo, verde, azul). La imagen de cada uno de esos chips se regenera en un monitor de alta resolución. Esta imagen se puede grabar ya sea en formato estándar (VHS) o de forma digital.

### 2.3.3 Accesos Peritoneales.

El acceso intra-abdominal se logra mediante la técnica cerrada con aguja de Veress o mediante la técnica abierta de Hasson.

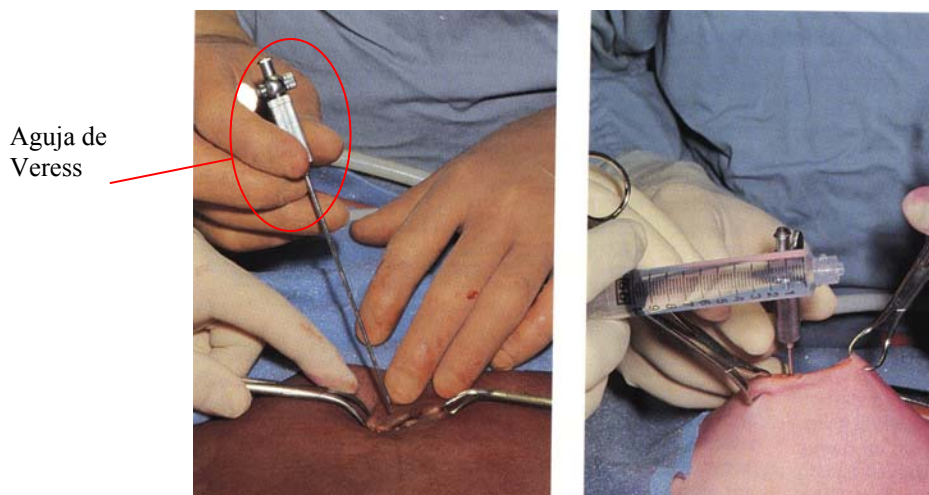


Figura 2-2 Introducción en cavidad peritoneal de la aguja de Veress.

En la primera se realiza una pequeña incisión cutánea, se toma la pared abdominal y se eleva hacia el azimut para introducir la aguja a través de la cara abdominal y comenzar la insuflación. En la técnica abierta se realiza una incisión más amplia con apertura bajo visualización directa.

La experiencia del cirujano así como el caso clínico específico son los que deben determinar la utilización de dichos accesos. Un caso particular donde la técnica de Hasson no se discute es en pacientes con cirugías abdominales previas.

#### 2.3.3.1 Gases.

Luego de logrado el acceso intrabdominal se debe crear el campo operatorio ya sea mediante insuflación o tracción-elevación mecánica.

En la mayoría de los centros se utiliza el CO<sub>2</sub> como gas de elección, entre sus ventajas se enumera, la no-combustión (electro cauterio), gran solubilidad para ser expirado por vía pulmonar.

Otros gases son:

	Co2	Oxido Nitroso	Aire	Argon	Helio	Oxigeno
<b>Inerte</b>	no	si	si	si	si	no
<b>Combustible</b>	no	Sí	si	no	no	Sí
<b>Hidrosoluble</b>	si	no	no	no	no	no
<b>Irritación Peritoneal</b>	Sí	no	si	no	no	Sí

Tabla 2-1. Gases para Neumoperitoneo.

### 2.3.3.2 Trócares

Los trócares son pequeños dispositivos cuyo diámetro varía de 5 a 12 milímetros, sirven como guía mientras evitan el roce entre la piel y el instrumento quirúrgico. Generalmente poseen una válvula que permite la entrada del dióxido de carbono (es el gas usado más común), que servirá para insuflar la cavidad.

Luego de la insuflación se colocan los trócares bajo visión directa. Se emplazan determinando un triángulo, así los instrumentos se pueden movilizar a través del campo operatorio en la misma dirección que el laparoscopio. Deben colocarse entre sí a no menos de 8 a 10 cm para evitar el “espadeo” o bloqueos innecesarios entre los instrumentos.

En su extremo extracorpóreo tienen un sistema valvular que permite mantener el neumoperitoneo (insuflación del abdomen) mientras se introducen los instrumentos, así como presentan un sistema de fijación a la pared abdominal mediante rosca.

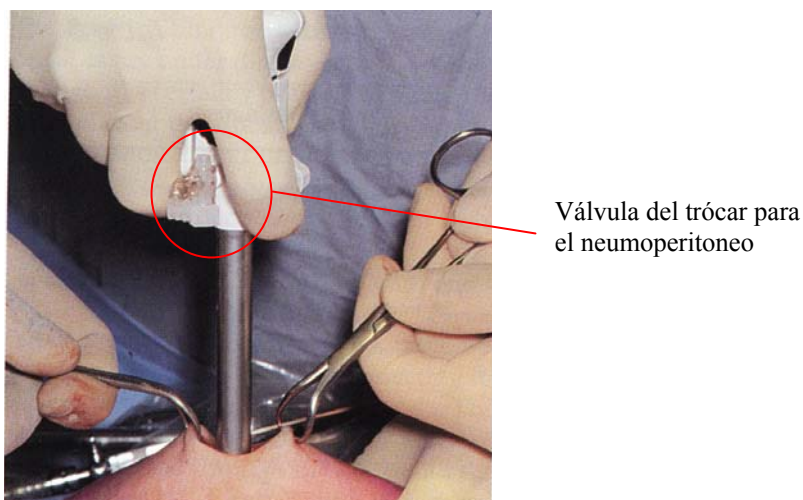


Figura 2-3 Introducción de trocar en abdomen.

En general entre 3 y 5 trócares son necesarios para todos los procedimientos laparoscópicos, siendo él numero así como la disposición de los mismos según el procedimiento a realizar y la preferencia del cirujano.

### **2.3.3.3 Instrumentos**

Hay dos grupos, los más utilizados (de 5 a 12 mm) y la versión de mini laparoscopia que oscilan entre 1,7 a 2,5 mm. Los instrumentos básicos constan de una tijera, disector, porta aguja y pinza de presión.

Adicionalmente se utiliza una clipadora, máquina de sutura y sistema aspirador y de irrigación. En algunos procedimientos se utilizan bolsas receptoras, separadores o pinzas de presión específicas. Los mayores avances en los últimos años han sido el desarrollo de maquinas de sutura intra corpórea y bisturís ultrasónicos.

En cuanto a los instrumentos de mini laparoscopia no se utilizan de forma masiva debido a su costo y durabilidad, presentan la ventaja de provocar menor dolor, no requerir cierre de piel, mejora cosmética.

## **2.4 Operaciones Más Comunes En Cirugía Laparoscópica**

En Venezuela existen muchos procedimientos que son posible realizar por vía laparoscópica. Los procedimientos más usados en el país están estrechamente asociados con los problemas más frecuentes. Entre las operaciones más realizadas están las que tratan problemas en la vesícula, esófago, colon y apendicitis. En el presente trabajo se enmarcan principalmente dos procesos que se trabajan en el abdomen, la Funduplicatura de Nissen Laparoscópica asociada al reflujo gastro-esofágico y la Colectomía Laparoscópica asociada con problemas en la vesícula biliar.

### **2.4.1 Reflujo Gastro-Esofágico**

El reflujo gastro esofágico ocurre cuando el contenido del estómago (usualmente ácido), refluye al esófago causando daño a la pared del esófago. Los pacientes presentan dolor retro-esternal (dolor en el centro del tórax), regurgitación, eructos, dificultad para tragar, nauseas y vómitos. La causa más frecuente es una disminución de la presión del

esfínter esofágico inferior. Los pacientes con hernia hiatal tienen mayores complicaciones por reflujo. Las complicaciones del reflujo van desde la esofagitis (inflamación), ulceración, estrechez, Esófago de Barreto (usualmente una lesión pre-cancerosa y prevenible mediante tratamiento médico y quirúrgico) y cáncer de esófago. Durante los últimos años, los cirujanos laparoscopistas desarrollaron la *Funduplicatura de Nissen Laparoscópica* en donde se resuelve el defecto en la unión gastro-esofágica, se elimina el reflujo y se previenen las complicaciones descritas.

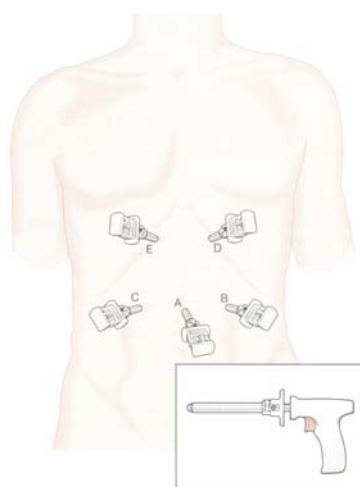


Figura 2-4 Ubicación de trócar para la Funduplicatura de Nissen Laparoscópica.

### 2.4.2 Cirugía Biliar

La vesícula biliar es un órgano situado por debajo del hígado, contiene bilis en su interior y tiene una función importante en la digestión de los alimentos. Se divide en tres partes. El fondo, el cuerpo y el cuello. A través de un fino conducto, el cístico, se une al conducto principal o colédoco.

La vesícula tiene una elemental estructura muscular que al contraerse expulsa la bilis al conducto principal y al duodeno. La vesícula tiene una capacidad de unos 50cc. y permite acumular la bilis en los períodos entre las comidas.

Cuando se depositan cálculos (piedras) en su interior, se produce dolor luego de las comidas y molestias crónicas. El cólico biliar es el dolor de una piedra tratando de pasar por el conducto de la vesícula. Si no se atiende adecuadamente, se presentará la



colecistitis aguda, que es la infección de la vesícula y que se caracteriza por fiebre, malestar general y dolor intenso en el abdomen. Otras complicaciones temidas son la coledocolitiasis (piedras en el conducto principal) y la pancreatitis, que en algunos casos, puede ser mortal. En el Anexo I- 10 se ahonda con más profundidad los problemas de la vesícula que se tratan con cirugía laparoscópica.

La extracción de la vesícula es una de las cirugías más comunes en la práctica de un cirujano general. Para esta enfermedad se cuenta con la *Colecistectomía Laparoscópica*, que consiste en extraer la vesícula haciendo 4 orificios pequeños en el abdomen y auxiliado con una cámara de televisión. Generalmente, el paciente esta ingiriendo líquidos a las 12 horas y se le esta dando egreso a las 24 horas post operatorias. La recuperación es extraordinariamente buena en comparación con la técnica abierta.

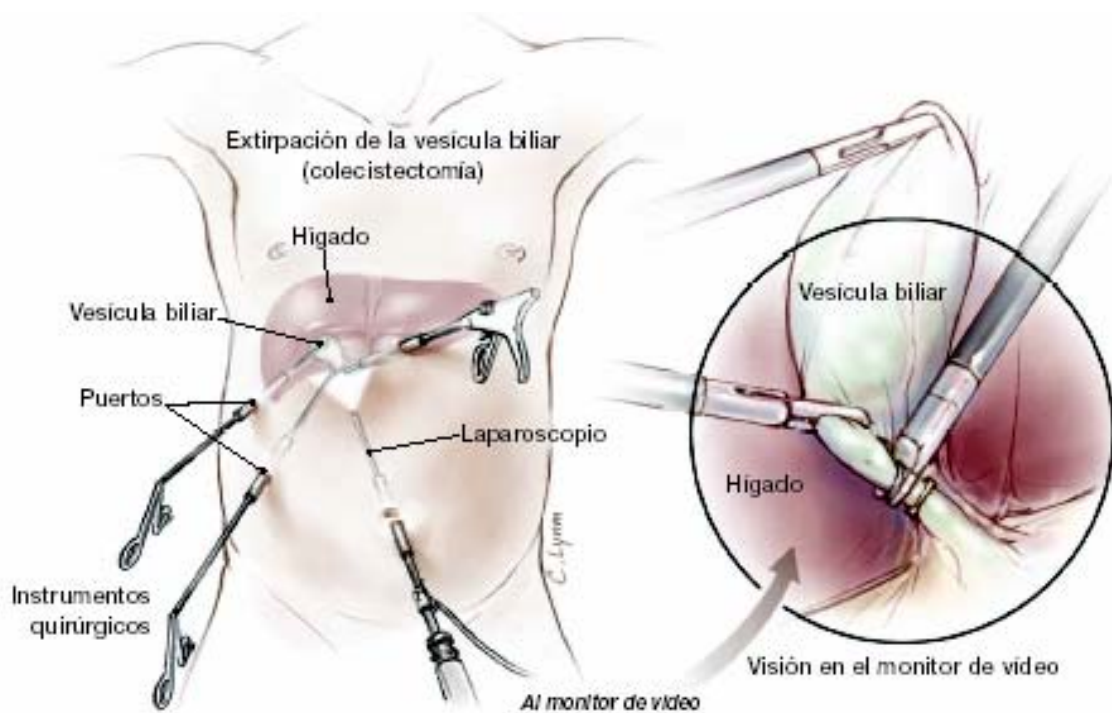


Figura 2-5. Ubicación usual para la Colecistectomía Laparoscópica.

Otra forma de ubicar los trócar para la realización de Colectomía, la europea, se muestra en el Anexo I- 11. Debido a que en Venezuela se utiliza la posición de los trócares norteamericana, el diseño del simulador no contemplará la posición europea.

### **2.4.3 Otras Operaciones De Cirugía Laparoscópica Abdominal**

Otros procedimientos disponibles en la Cirugía Laparoscópica Abdominal, que no son ahora de interés debido a su frecuencia con respecto a las antes mencionadas, son: 1) exploración de vías biliares laparoscópicas, 2) apendicectomía, 3) resección de adherencias post operatorias, 4) resección de masas intra abdominales de carácter benigno, 5) drenaje de abscesos y quistes hepáticos, 6) drenaje laparoscópico de laceraciones hepáticas y escapes biliares, 7) resecciones intestinales por enfermedad benigna y 8) esplenectomía laparoscópica.

## **2.5 Complicaciones en la Cirugía Laparoscópica Abdominal**

Para poder simular las condiciones más hostiles que los médicos deben enfrentar durante la operación de un paciente, es preciso conocer cuales son las que acompañan a cada uno de los procedimientos con los que se está trabajando.

Las complicaciones, que son de interés particular para el desarrollo del trabajo, pueden ser divididas en dos grupos: Las que son propias de la Cirugía Laparoscópica y las que son particulares de cada uno de los procedimientos.

### **2.5.1 Complicaciones Propias De La Cirugía Laparoscópica**

Muchas de estos problemas son derivados del mal uso del material quirúrgico laparoscópico. Siempre que se emplea instrumental dentro de la cavidad abdominal debe estar bajo visión de la óptica, precisamente para evitar lesiones en los órganos. Es necesario, para evitar lesiones que puedan pasar desapercibidas, que se siga el recorrido del instrumento desde su entrada en el trócar.

Para ayudar a la coagulación de la sangre, factor que facilita el campo de visión al cirujano, en la cirugía laparoscópica es usual que los instrumentos tengan una entrada en

la parte posterior para la introducción de un electrodo. El electrodo proporciona la potencia suficiente en la punta del instrumental para realizar la electrocoagulación.



Figura 2-6. Instrumental de Cirugía Laparoscópica, mangos y puntas.

La forma de evitar lesiones térmicas en lugares no deseados, adyacentes a la zona de trabajo, es comprobar siempre la integridad del aislante en toda la longitud del instrumental y el delicado manejo del instrumental durante la operación.

Para imitar este ambiente, sería ideal que el simulador contará con la posibilidad de entrenar al médico como camarógrafo y la capacidad de aplicar ejercicios adecuados donde el médico pueda adquirir la destreza del manejo instrumental, evitando lesionar térmicamente al paciente durante operaciones reales. Esto será posible si el diseño contiene una superficie capaz de resistir el contacto con líquidos y una cámara a prueba de agua. De esta manera si se realiza un programa de entrenamiento que contemple hemorragias, no existirán limitaciones físicas

### 2.5.2 Complicaciones Particulares De Cada Técnica

Para los propósitos de diseño del simulador, lo importante será solucionar la causa de la ocurrencia de estas complicaciones.

- Mala colocación de los clips y mala disección por confusión.
- Intentos desesperados por contener hemorragias sin buena visualización.
- Lesión con el electrocauterio, que se traduce en falta de destreza manual.
- Perforación en lugares indebidos, vesícula, esófago, etc.

En el Anexo I- 12 se especifica más sobre las lesiones que tienen relación directa con el entrenamiento del cirujano según los procedimientos a simular.

## Capítulo 3

# ANALISIS AL ESTADO DEL ARTE

El siguiente capítulo trata la situación existente de la tecnología en torno a sistemas de simulación quirúrgico. A pesar de que el proyecto busca satisfacer la necesidad inmediata de los médicos Venezolanos, proporcionándoles un simulador de cirugía laparoscópica, el plan para un mediano plazo es desarrollar un Sistema de Simulación Quirúrgico Laparoscópico. De esta manera resulta primordial conocer cual es la situación de nuestro país, en lo que al mercado concierne, con respecto a Latinoamérica y el mundo.

Como se menciona en el Capítulo 1, en la actualidad se muestran dos extremos a nivel mundial: sistemas de simulación quirúrgica de alta tecnología, generalmente de alto costo y simuladores extremadamente sencillos que requieren el uso de la torre laparoscópica. Dentro de la visión del proyecto se busca un estado intermedio que provea del mayor realismo posible al cirujano, abaratando costos y haciendo posible la práctica de las diferentes operaciones en su hogar. Esto se desea lograr en principio con el Simulador de Cirugía Laparoscópica y en un mediano plazo con un Sistema de Simulación Quirúrgico Laparoscópico.

### **3.1 Sistemas De Simulación Quirúrgica**

Para el desarrollo de un Sistema de Simulación Quirúrgica es esencial modelar el fenómeno que ocurre a niveles geométricos, físicos y fisiológicos.

Los sistemas de simulación quirúrgica se pueden descomponer de manera estructural en dos partes: el sistema de interfaz del cirujano y el sistema de sensores.

El sistema de interfaz del cirujano provee al mismo de imágenes computarizadas en tres dimensiones y técnicas avanzadas de visualización, que simulan el comportamiento mecánico y físico de órganos internos. Generalmente es concebido de tal forma que es posible realizar simulaciones de diferentes patologías para aumentar realismo en lo que a situaciones laborales respecta.

Dentro de las técnicas avanzadas de gráficos se utiliza:

- Un sistema de modelado avanzado de geometrías complejas: útil para la visualización realista de los órganos internos tres dimensiones objetivo de la simulación quirúrgica. Estos sistemas permiten la reconstrucción de tres dimensiones de los órganos de interés de, o bien, un paciente estándar al que se le añaden las patologías con cuya intervención quirúrgica se desea practicar, o bien, de un paciente real que posee la patología cuya intervención se desea practicar con el sistema de simulación quirúrgica. Esta reconstrucción en tres dimensiones se puede realizar mediante técnicas volumétricas o mediante técnicas de reconstrucción por superficies.
- Un sistema de modelado para la incorporación de propiedades físicas a tejidos 3D generados por ordenador: con el objetivo de permitir que dichos órganos se comporten de forma realista ante la aplicación de fuerzas y la realización de cortes o punciones sobre su superficie. A estos sistemas de modelado se les denomina *modelos deformables* y presentan, en la actualidad, una alta actividad de investigación.

En cuanto a las técnicas avanzadas de visualización los Sistemas de Simulación Quirúrgica utilizan:

- Técnicas de realidad virtual: utilizadas para la navegación en tres dimensiones dentro del entorno quirúrgico virtual generado.
- Técnicas de visualización en tres dimensiones: mediante sistemas estereoscópicos que provean al usuario de una visión en tres dimensiones real del procedimiento quirúrgico.

El subsistema de sensores está dado por un conjunto de dispositivos llamados “haptics”. Estos deben imitar de la forma más realista posible a los dispositivos que utilizan los cirujanos en las intervenciones quirúrgicas reales. Los más inmersivos son aquellos que poseen retroalimentación de fuerzas. Los últimos imitan las fuerzas experimentadas en la vida real durante la intervención quirúrgica del paciente.

Cada uno de los haptics está controlado por una estación de trabajo dedicada. En el primer caso es una estación de trabajo de gran potencia gráfica capaz de refrescar los sistemas de visualización al menos 15 veces por segundo, esto provee al cirujano una visión suave y continua de la navegación y manipulación en el entorno visual. En el segundo caso se cuenta con una estación de trabajo de, al menos, 400 veces por segundo. Esta diferencia se debe a que el ser humano posee mucha más resolución en el sentido del tacto que en el de la vista.

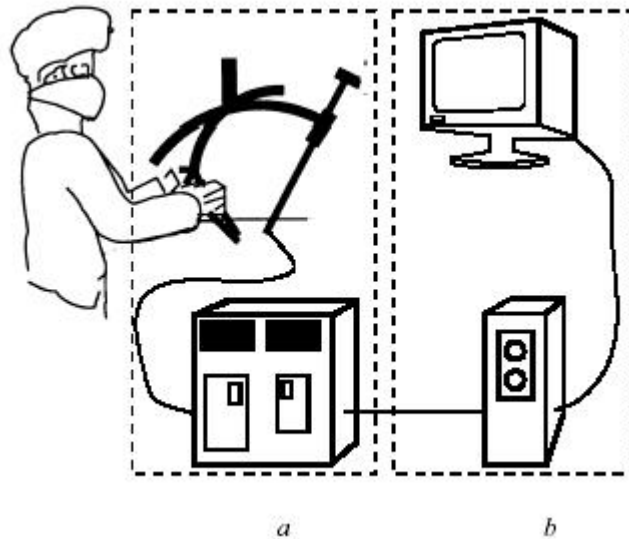


Figura 3-1 Esquema de un sistema de simulación quirúrgica. (a) Subsistema de sensores. (b) Subsistema de visualización.

### 3.2 Estado Del Arte De Sensores Hápticos En Cirugía Laparoscópica

La utilización de dispositivos hápticos es un elemento esencial en un simulador quirúrgico. Su importancia se basa en que el sentido del tacto es capaz de aportar información de gran relevancia al médico durante la intervención quirúrgica.

El desarrollo de sensores hápticos de retroalimentación, básicamente posee dos tendencias. Una tendencia consiste en el desarrollo de estos sistemas para sistemas simuladores y la otra está directamente canalizada al desarrollo de plataformas robóticas que permitan específicamente tener contacto con el paciente.

### **3.2.1 Sensores Hápticos En Sistemas Simuladores De Cirugía Laparoscópica**

En los últimos años el desarrollo de sistemas hápticos para entornos de realidad virtual ha sido un área de investigación prioritaria en diversos grupos mundiales de investigación. Fruto de ello es la presencia actual de una serie de productos comerciales especialmente adaptados a las necesidades de la Simulación Quirúrgica. Dicha oferta comercial está liderada a nivel mundial por dos firmas estadounidenses, la firma Inmersión Corporation y la firma Sensable Technologies Inc.

La firma Sensable originalmente constituida como un spin-off del Instituto Tecnológico de Massachussets (MIT), comercializa las soluciones puestas a punto en dicha institución. De dichas soluciones, una consiste en un brazo articulado que permite movimientos con 6 grados de libertad y presenta capacidad háptica con realimentación de fuerza con 3 grados de libertad, es decir no presenta capacidad háptica para ángulos de giro del extremo del brazo articulado. El dispositivo es llamado “Phantom haptic interface”. Debido a sus características técnicas y forma del dispositivo de interacción, este tipo de dispositivos con realimentación de fuerzas es la base para el desarrollo de Simuladores Quirúrgicos orientados a la simulación de cirugías abiertas generales.

Para simuladores de cirugía laparoscópica y desarrollo de software particulares aplicados al área, es común observar en el mercado ensambles que utilizan como dispositivo háptico el “Phantom haptic interface”, de esta manera se suele construir la plataforma donde se ubica el mismo, en conjunto con el software.

En la siguiente figura se muestra el desarrollo de simulaciones de objetos deformables, utilizando el método de elementos finitos para cirugía virtual. El trabajo fue recientemente desarrollado en la Universidad de Chicago, Illinois.

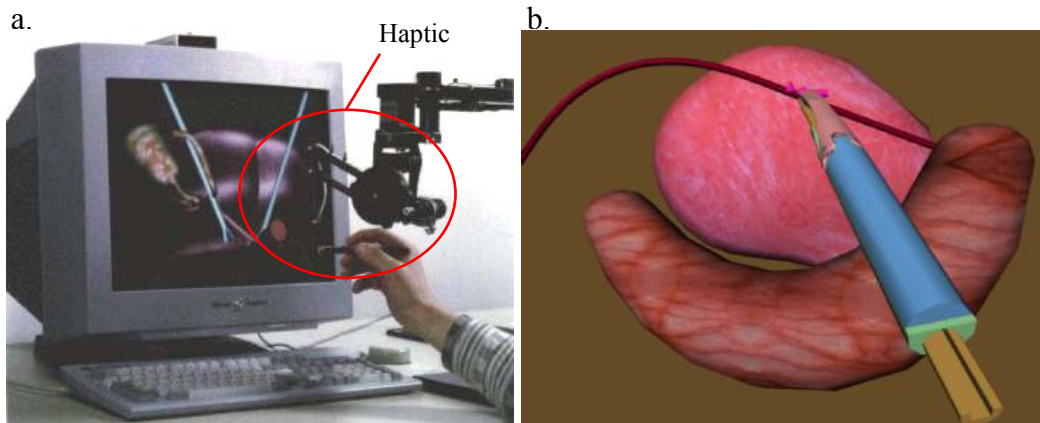


Figura 3-2. (a) Ensayos de software haciendo uso del PHANTOM haptic interface. (b) Detalle de software de simulación.

En torno a la cirugía laparoscópica se desarrollan proyectos para evaluar donde deben ser empleadas las destrezas de los cirujanos. En el MIT se han realizado experimentos, haciendo uso del Phantom Haptic Interface, con el fin de proporcionar al cirujano un asistente teleoperado para realizar operaciones donde sea necesario la presencia de tres instrumentos de forma simultánea.

En la siguiente figura se muestra una caja de entrenamiento para medir la exactitud con la que puede trabajar un asistente mientras recibe órdenes orales de un cirujano.

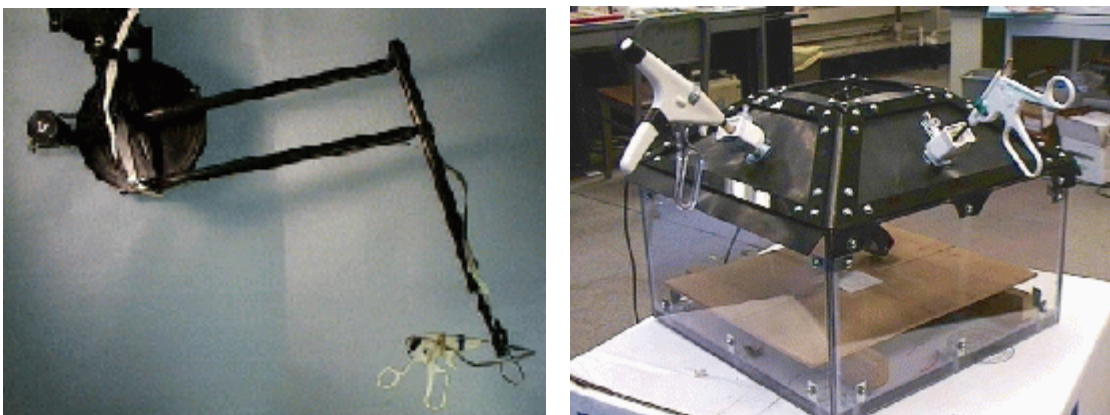


Figura 3-3. Caja de entrenamiento para cirugía laparoscópica



En búsqueda del realismo de la retroalimentación de fuerzas experimentada durante las cirugías reales, algunos investigadores han optado por perfeccionar los dispositivos hápticos que se ofrecen en el mercado, sometiéndolos a pruebas con tejidos que simulen la resistencia de la piel. La razón principal es que actualmente el interés mundial, en lo que ha mecanismos hápticos se refiere, se volcado hacia la robótica, previendo que la cirugía teledirigida sea la regla en un mediano plazo.

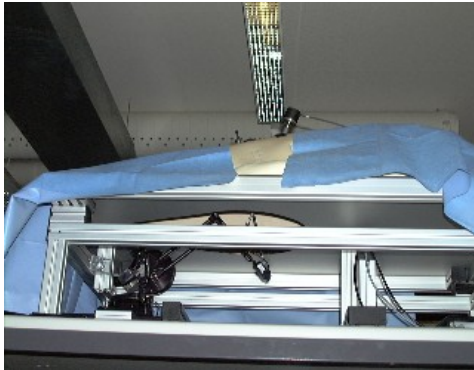


Figura 3-4. Pruebas de retroalimentación sobre abdomen con forma femenina.

Immersion Corporation comenzó su andadura en el mundo del modelado 3D por ordenador (CAD), planteándose como primer objetivo el desarrollo de un dispositivo de escaneo 3D mecánico de objetos reales para su posterior visualización en un ordenador. Posteriormente se interesó por el desarrollo de dispositivos que permitieran interactuar físicamente con los objetos sintéticos generados por ordenador. Sus investigaciones han dado lugar al desarrollo de un dispositivo con realimentación de fuerzas, que funciona con ordenadores personales tipo PC y con orientación clara a formar parte del desarrollo de simuladores de cirugías avanzadas mínimamente invasivas tales como las cirugías endoscópica, laparoscopia. Este dispositivo se caracteriza por permitir que la herramienta de laparoscopia a través de la cual se interactúa gire sobre el punto de incisión un ángulo de casi 60°. También permite el desplazamiento de la herramienta a través de su eje de incisión hasta un máximo de 10 cm así como el giro de la misma sobre este mismo eje. Además, permite la interacción a través de los elementos de apertura y cierre de las pinzas. Todo ello ofrece un total de 5 grados de libertad los cuales permiten monitorizar completamente el espacio de trabajo de los cirujanos de laparoscopia, permitiendo al

simulador calcular las correspondientes sensaciones físicas con el objetivo de crear un entorno totalmente inmersivo.

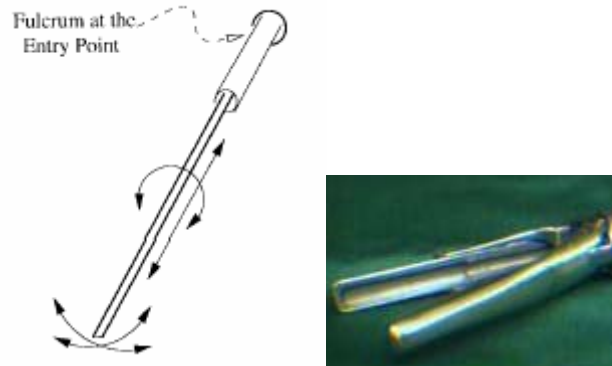


Figura 3-5. Cuatro grados de libertad, el quinto lo provee la apertura y cierre de pinzas.

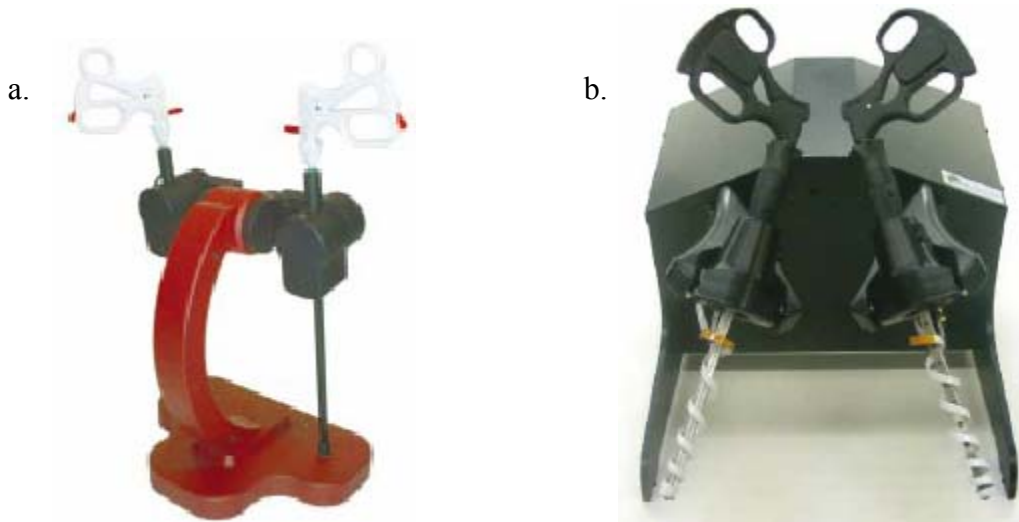


Figura 3-6. Dispositivos desarrollados por Immersion Corporation como interfaz para la creación de simuladores de cirugías mínimamente invasivas: (a) sin realimentación de fuerzas; (b) con realimentación.

En el Anexo I- 13 se muestran las especificaciones técnicas de estos dispositivos.

Uno de los primeros ambientes virtuales de entrenamiento en Cirugía Laparoscópica es diseñado en la Universidad de California, Berkeley, 1997. El ambiente de simulación fue únicamente realizado para la Colectomía (cirugía para tratar problemas en la vesícula). En esa oportunidad se empleó uno de los primeros modelos de retroalimentación háptica diseñados por Immersion Corporation.

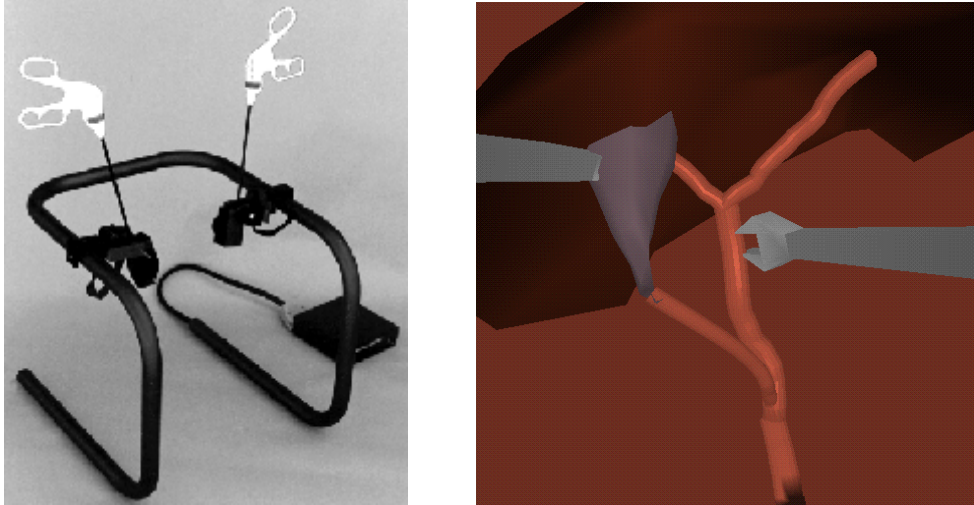


Figura 3-7. Dispositivo de retroalimentación háptica y software desarrollado en Berkely para la Colecistectomía.

### 3.2.2 Sensores Hápticos En Tele-cirugía Y Robótica de Cirugía Laparoscópica

En lo que a robótica se refiere, es fácil percibir como el interés mundial se enfoca y persigue el rápido desarrollo de estas plataformas. Las retribuciones económicas que se perciben a través de la construcción de estos, es mayor que la que se genera con los sistemas de simulación. A esto se le suma el hecho de que el campo de investigación es más complicado y extenso. A continuación se muestra imágenes del proyecto de medicina robótica realizado por el Instituto de Robótica y Sistemas Inteligentes, una red federal del Centro de Excelencia.

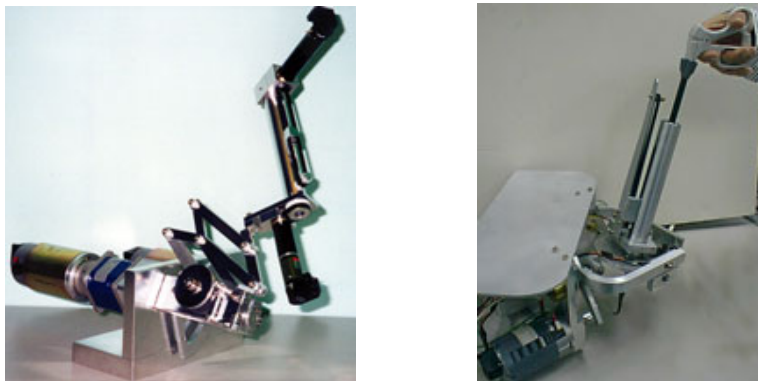


Figura 3-8. Mando esclavo robótico con retroalimentación háptica

Actualmente es posible ver países como Korea actualmente involucrados en el área. En el Simposio Internacional sobre Mecatrónica e Inteligencia Artificial que fue realizado durante el año 2000, se presentó un telerobot de microcirugía con seis grados de libertad.

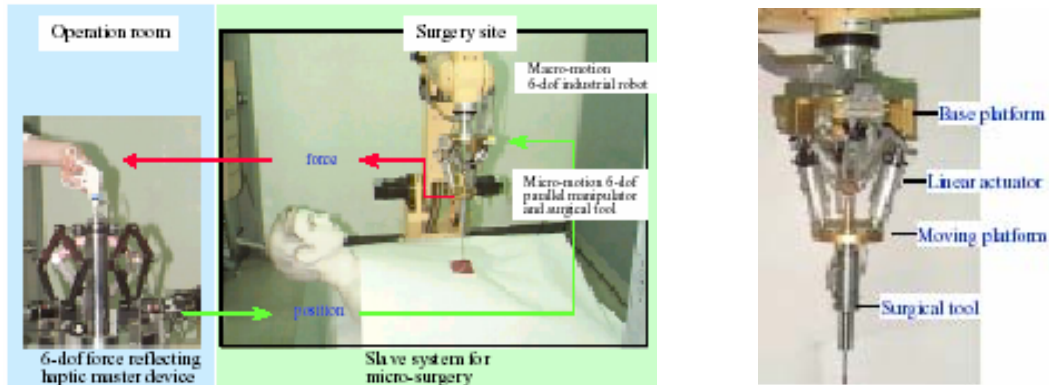


Figura 3-9. Detalle del mando del telerobot. (b). Telerobot en simulación de trabajo. (c). Detalle del actuador robótico.

En el detalle del actuador robótico es posible percatarse de los seis grados de libertad. Estos son producto de la suma de los movimientos proporcionados por el actuador y la estructura que lo sostiene.

En Berkeley, California, se han desarrollado en función de sus avances, consecuencia de previas experiencias con sensores hápticos, una estación de trabajo de telecirugía laparoscópica. Esta al igual que la fabricada por los Koreanos consta de seis grados de libertad.



Figura 3-10. Detalle de la sutileza de la herramienta quirúrgica de la unidad telerrobótica.

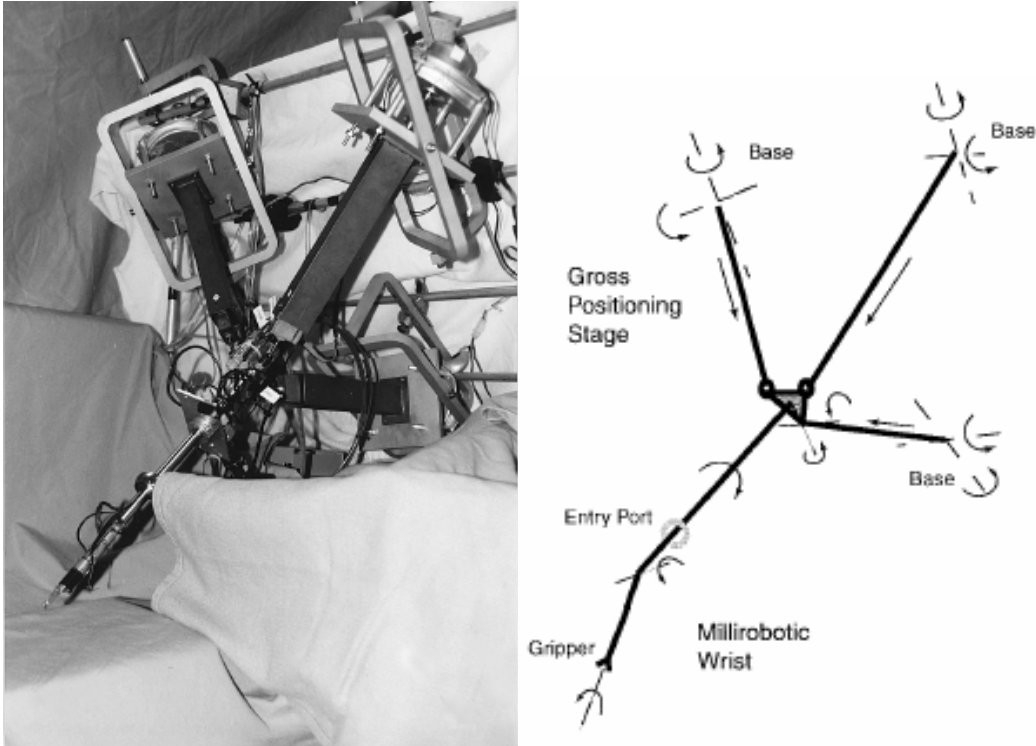


Figura 3-11. (a) Estación de trabajo telerrobótica. (b) Detalle de los grados de libertad del robot.

En general es común ver planes a futuro de integración de dispositivos de simulación como los producidos por el MIT o Immersion Corporation, a plataformas de robot teledirigidas para operar a seres humanos. Ya que uno de los componentes más difíciles de producir es precisamente el háptico, muchas compañías centran su atención al software o la calidad de la retroalimentación, intentando reducir los tiempos de transmisión de datos y buscando realidad en la retroalimentación táctil según la modificación de las propiedades de los tejidos en tiempo real. Un ejemplo desarrollado en la “Forschungszentrum Karlsruhe”, se ve a continuación.

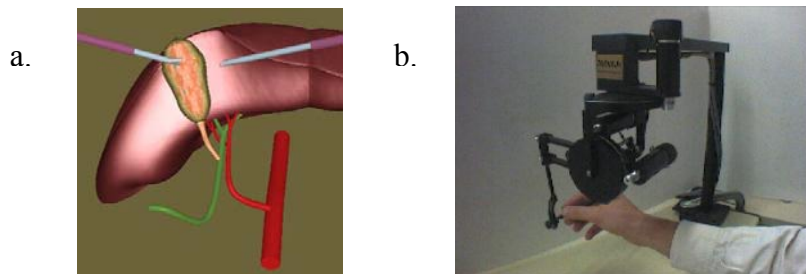


Figura 3-12. (a) Software con retroalimentación KISMET. (b) Dispositivo usado para el software KISMET

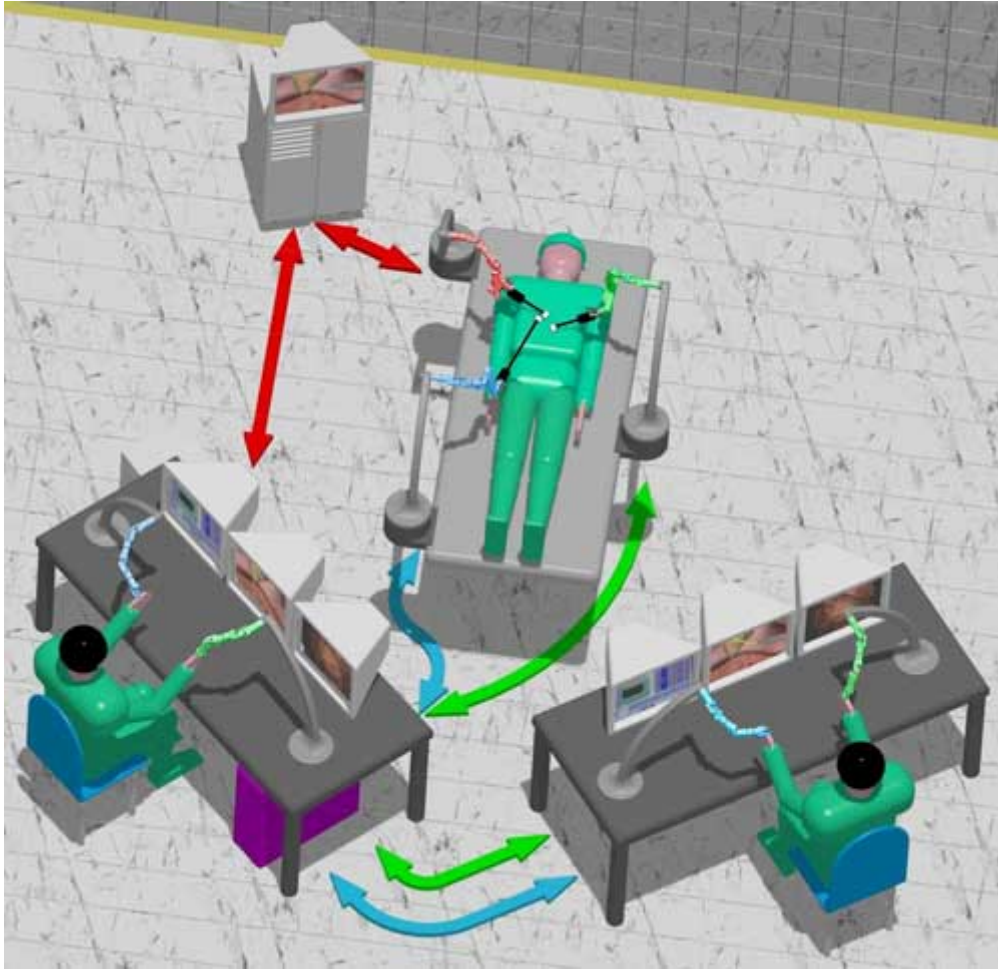


Figura 3-13. Imagen de KISMET de una ambiente de simulación completo.

### 3.3 Estado Del Arte De Software Para Sistemas De Simulación En Cirugía Laparoscópica

La recuperación en tres dimensiones de las estructuras anatómicas de imágenes médicas es una tecnología relativamente madura, pero se necesita un gran esfuerzo investigador para el modelado físico del tejido humano.

Dado que el cuerpo humano está principalmente compuesto de tejido blando, las consecuencias médicas del correcto modelado de tejido blando, ha sido identificado como una tecnología clave para el desarrollo de los simuladores quirúrgicos. Además, en este tipo de simuladores también se exige una visión realista de todos los órganos y tejidos que se visualizan. Todo esto convierte a los entornos virtuales de simuladores quirúrgicos

en uno de los más exigentes. Dadas las limitaciones en cuanto a la potencia computacional de los ordenadores actuales, es necesario buscar un equilibrio entre realismo físico y realismo visual en el modelado de órganos para entornos virtuales de simuladores quirúrgicos.

Las técnicas de modelado de tejido blando desarrolladas hasta la actualidad y que están siendo aplicadas a la simulación del comportamiento de tejido blando, se pueden clasificar en dos grandes grupos: los modelos basados en sistemas de partículas (sistemas masa-muelle) y los sistemas basados en la técnica de los Elementos Finitos (sistemas FEM). En los sistemas de “masa-muelle” la superficie del objeto a modelar en tres dimensiones se considera recubierta por una malla de muelles unidos mediante soldaduras. Las soldaduras sirven para unir los diferentes muelles que recubren la superficie del objeto, por tanto, se corresponderán con los vértices de la malla, mientras que los muelles actuarán como las aristas de la malla. En este caso, se entienden por muelles a elementos elásticos lineales unidimensionales los cuales:

- No pueden ser curvados.
- Su torsión no provoca variaciones en su energía interna.
- La energía interna es nula cuando su longitud actual coincide con la original.

Únicamente la variación de la longitud original provocará el incremento de dicha energía interna que se opondrá a la deformación y tenderá a recuperar la forma original. Este tipo de modelos presenta tres grandes ventajas: son fácilmente programables, son extremadamente rápidos en el cálculo de la deformación y precisan la determinación de un número reducido de parámetros. El principal problema que plantea es que, generalmente, son métodos muy sensibles a los valores de los parámetros de forma que, una selección inadecuada de dichos valores, puede provocar que la ecuación no sea estable, e incluso que diverja.

En cuanto a los sistemas de modelado basados en FEM, la principal ventaja que ofrecen es que permiten modelar el comportamiento físico de los modelos en tres dimensiones como volúmenes, mientras que los modelos basados en el sistema anterior únicamente lo permiten como superficies. La gran desventaja es que poseen un alto coste temporal, totalmente inviable para la realización de simulaciones en tiempo real.

En este sentido, la mayoría de los esfuerzos están dirigidos a optimizar los cálculos necesarios a la hora de llevar a cabo la simulación reduciendo, de este modo, el gran potencial de cálculo que este tipo de sistemas de modelado permiten reduciendo el tipo de modelo a simular a estar únicamente formado por tejidos homogéneos y elásticos.

El programa que acompaña el sistema de simulación de cirugía laparoscópica realizado por Immersion Corporation lleva por nombre LapSim y fue concebido con los métodos antes mencionados.

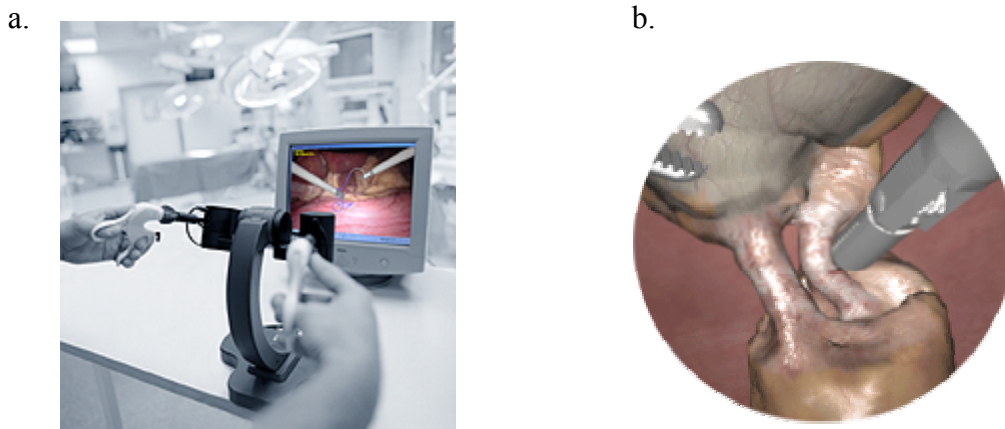


Figura 3-14. (a) Sistema de Simulación LapSim en marcha. (b) Deformación de tejido en tiempo real.

El Instituto Federal de Tecnología Suizo ha desarrollado un programa, utilizando tecnología FEM, acompañado con el Phantom desarrollado por el MIT. Ejemplo de lo antes mencionado es que el Instituto a expuesto la necesidad de versatilidad en el manejo de las bases de datos para aumentar la velocidad de los cálculos que, aun para casos sencillos de deformaciones resultan desfasados con respecto a la realidad.



Figura 3-15. Imágenes de la malla, estimulación y deformación del tejido realizadas con el programa.



En Alemania la Universidad Técnica de Braunschweig ha unido esfuerzos con la Universidad de Magdeburg, para el desarrollo de un ambiente virtual de cirugía laparoscópica usando redes.

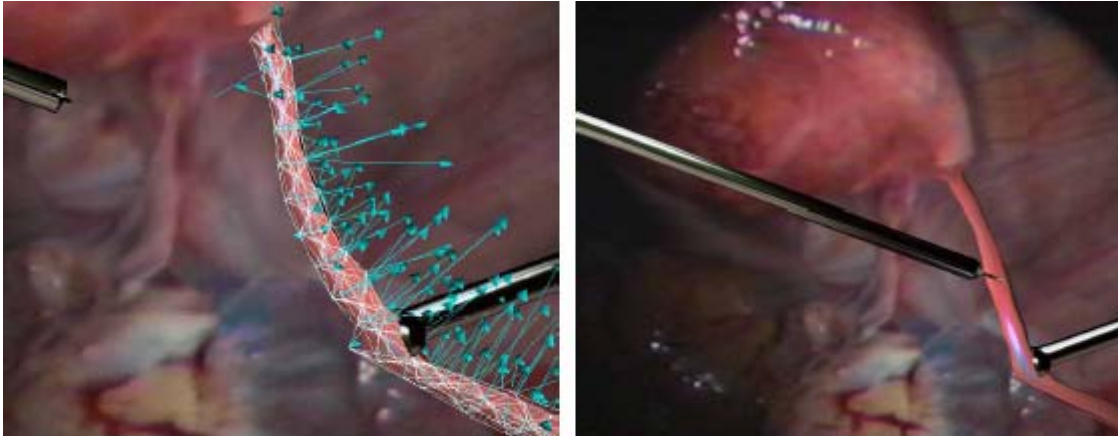


Figura 3-16. De un lado los vectores de fuerza de acuerdo a la estimulación recibida y su ubicación e la malla. Del Otro lado la deformación resultante.

### 3.4 Estado Del Arte De Simuladores de Cirugía Laparoscópica

El desarrollo a nivel mundial de simuladores de bajo costo no ha sido tan fructífero como lo ha sido el de sistemas de simulación. Inclusive en países industrializados como los Estados Unidos es fácil notar que la investigación se ha enfocado hacia la robótica dejando a un lado el mejoramiento de las soluciones sencillas.

En la siguiente imagen se presenta un simulador desarrollado en Estados Unidos de Norteamérica (EU), que entro en su segunda etapa en noviembre del 2001 y que está siendo probado en el Hospital Universitario (Kiel) de Chicago.



Figura 3-17. (a) Simulador de cirugía laparoscópica desarrollado en EU. (b) Accesorios.

Este simulador debe ser empleado haciendo uso del laparoscopio y de la fuente de iluminación que se utiliza en la cirugía real. A los distintos accesorios que trae para realizar diferentes ejercicios se adiciona una cinta de video de VHS que sirve para ayudar a la ejecución de los mismos. En el Anexo I- 13 se muestran especificaciones del simulador en cuestión.

En Latinoamérica se presentan también soluciones similares. En el Hospital Militar Regional de Acapulco se desarrollo en el año 2002, con una cuna, un campo quirúrgico de tela, tela adhesiva de cinco centímetros de ancho y un pollo recién sacrificado, un simulador de cirugía laparoscópica.

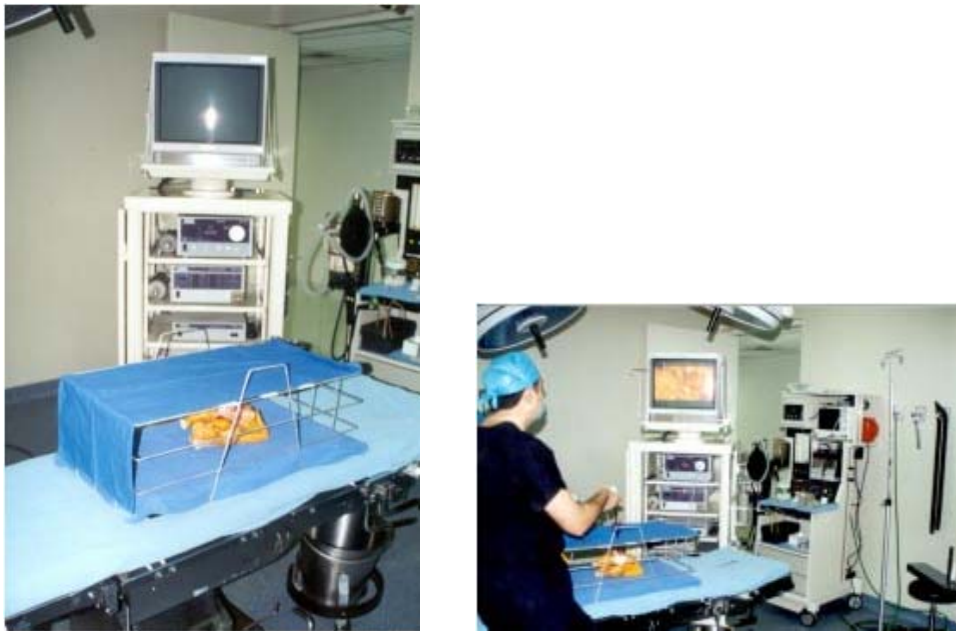


Figura 3-18. (a) Simulador. (b) Simulador en funcionamiento.

En esta oportunidad al igual que en la anterior se hace indispensable el uso del laparoscopio para la práctica.

En Venezuela el mejor Simulador que se utiliza actualmente es el Endotrainer fabricado por Ethicon de Johnson & Johnson que en el capítulo 4 se describirá con detalle.

# Capítulo 4

## DISEÑO

### 4.1 Tormenta de Ideas

En función de todo el levantamiento de información realizado, se procedió a hacer una Tormenta de Ideas (Brainstorming). Este mecanismo generador de ideas se acompañó con la Inversión, Analogía y Empatía para de esta manera obtener más variedad. En la bibliografía se recomienda la combinación del método de Análisis Morfológico con la Tormenta de Ideas, en este caso del análisis morfológico solo se empleo la forma de plantear los parámetros, de esta manera la tormenta de ideas fue delimitada por algunos parámetros de diseño con los que era necesario cumplir (impuestos por el ICE).

Los parámetros que fueron requeridos se basaron en que el diseño debía:

- A. Tener un aspecto y dimensiones similares al torso humano.
- B. Tener cámara e iluminación, con salida directa a un televisor o monitor.
- C. Al menos, ser posible realizar el programa de entrenamiento de Johnson & Johnson diseñado para el Endo-trainer (esto no significa que el diseño cumpla con otros programas de entrenamiento más complejos).
- D. Contar con la posibilidad de fijar la cámara.

Debido a que las propuestas recibidas eran muchas, aquí se mencionan solo las que, a juicio de los autores de este trabajo, parecían más viables, de bajo costo y de relativa sencillez de construcción.

Para cumplir con el parámetro A. se plantearon:

1. Que la superficie de penetración fuera directamente un maniquí seccionado.

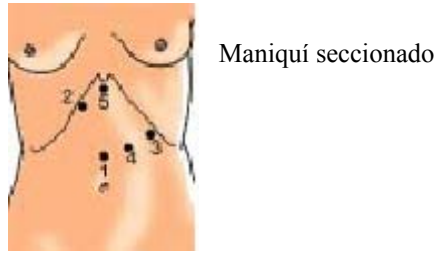


Figura 4-1. Idea A 1.

2. Una estructura plana cortada con las curvas de un torso, hecha de cuero o goma, que permitiera la penetración, con libertad para simular la inestabilidad y flacidez de la piel humana.

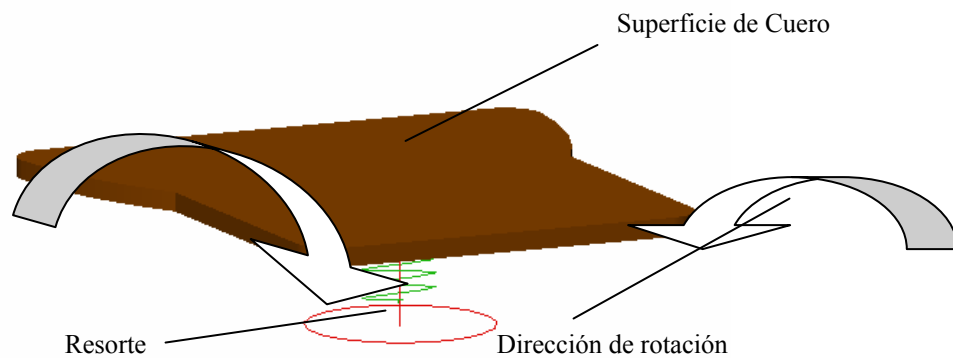


Figura 4-2. Idea A 2.

3. Un casco elíptico que rodara mediante unos canales sobre ruedas para permitir su rotación con respecto a su eje.

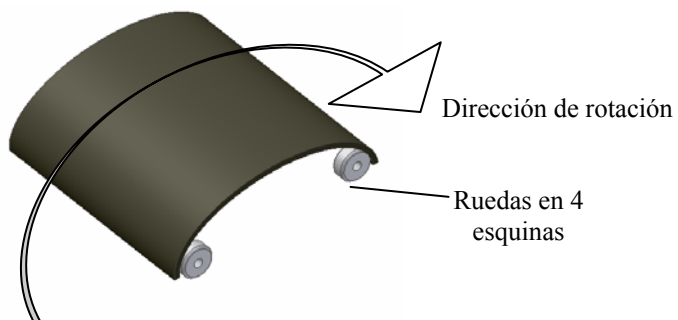


Figura 4-3. Idea A 3.

- Una superficie totalmente hermética y elástica, constituida de goma, sostenida por un armazón duro que permitiera darle la forma de torso humano. La característica de la hermeticidad permitiría simular la condición de abdomen insuflado.

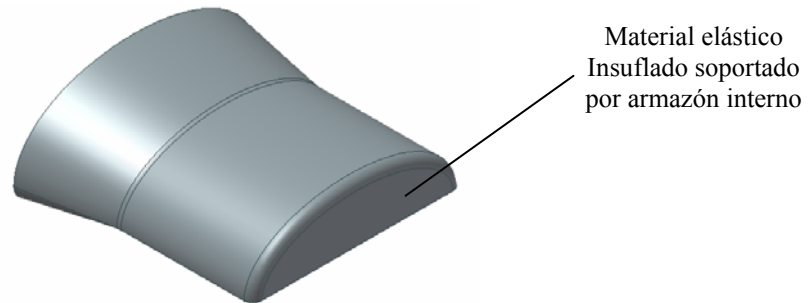


Figura 4-4. Idea A 4.

- Un modelo en un material duro, semi-transparente u opaco, con forma de torso humano y diferentes orificios con gomas que permitieran la penetración.

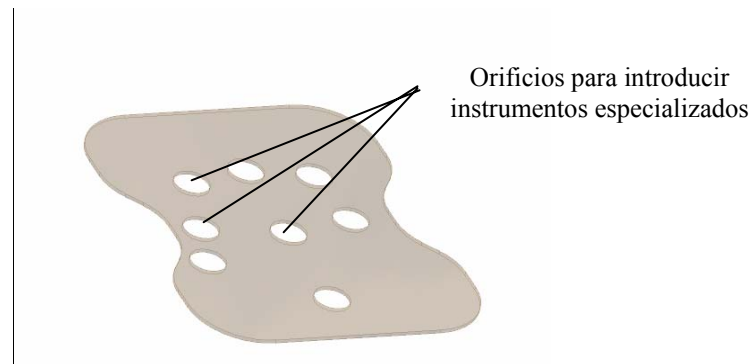


Figura 4-5. Idea A 5.

- Un esqueleto de plástico u otro material recubierto en su parte superior de una goma o tela.

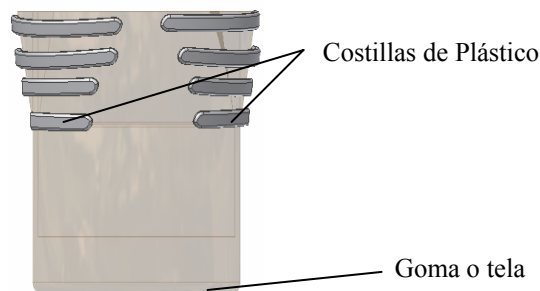


Figura 4-6. Idea A 6.

7. Una superficie de cuero o goma sostenida con varios resortes que servirían para simular la flacidez y resistencia a la penetración de la piel humana.

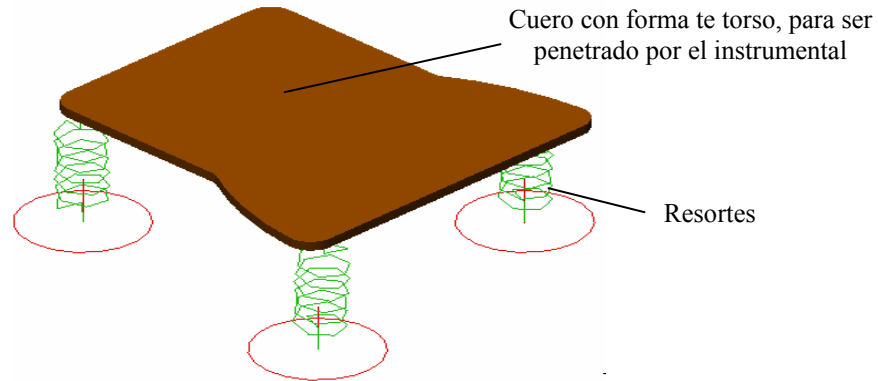


Figura 4-7. Idea A 7.

Para cumplir con el parámetro B. se plantearon:

1. Iluminación perimetral con fibra óptica alrededor de la cámara, similar a la que porta un laparoscopio.

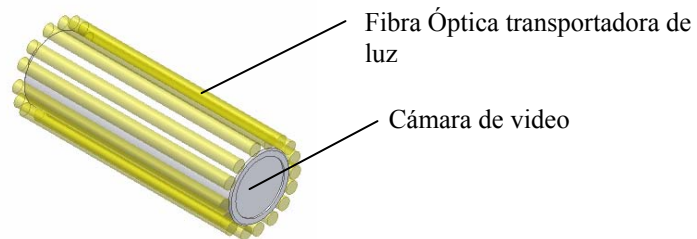


Figura 4-8. Idea B 1.

2. Iluminación mediante un Led, ubicado en la punta de la cámara.

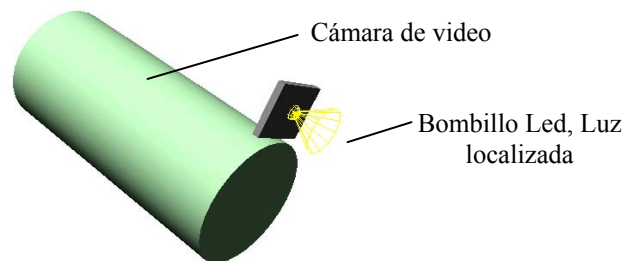


Figura 4-9. Idea B 2.

3. Tres bombillos para evitar sombras, uno en el medio con el lente de la cámara y los otros dos apuntando hacia el centro.

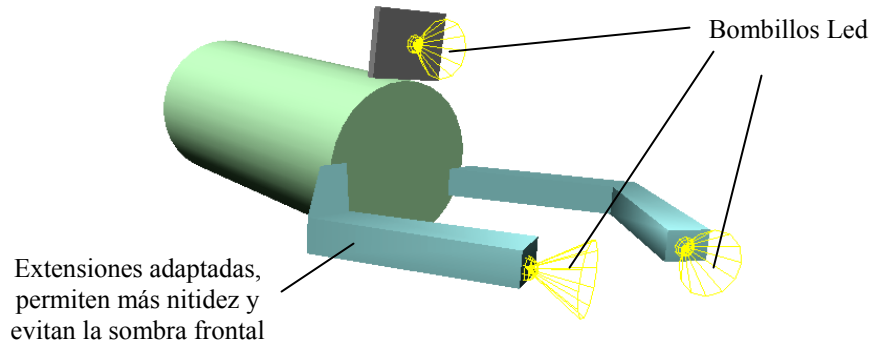


Figura 4-10. Idea B 3.

4. Cámara de gran sensibilidad a la luz, esto hace la iluminación innecesaria.

*Independientes de la cámara:*

5. Lámparas individuales perimetrales al marco de la superficie de penetración.

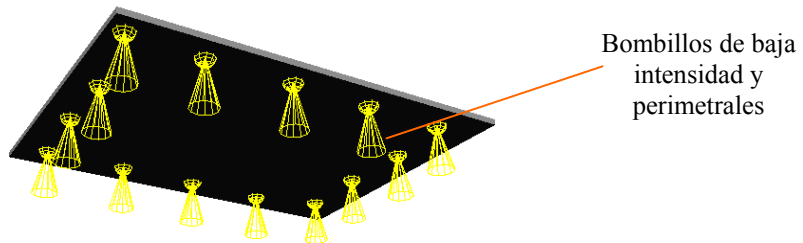


Figura 4-11. Idea B 5.

6. Lámparas en los cuatro bordes superiores de la superficie de penetración.

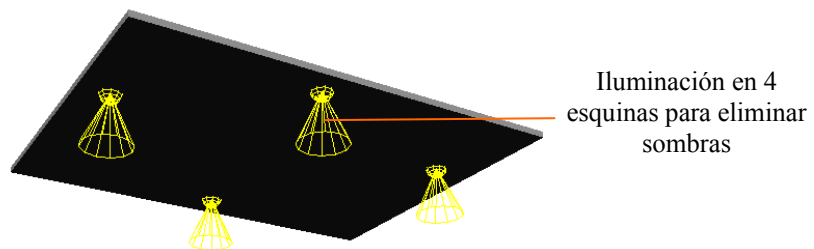


Figura 4-12. Idea B 6.

7. Lámpara única en la parte central de la superficie de penetración.

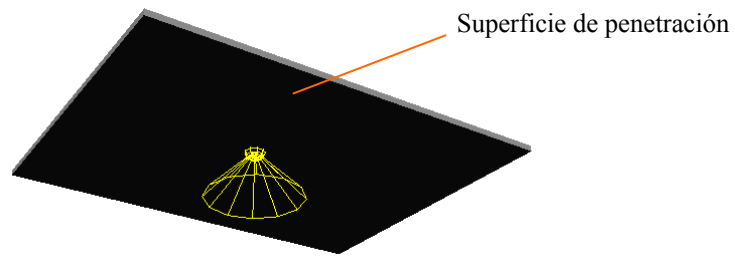


Figura 4-13. Idea B 7.

8. Bombillos laterales de neón en el perímetro de la superficie de penetración.

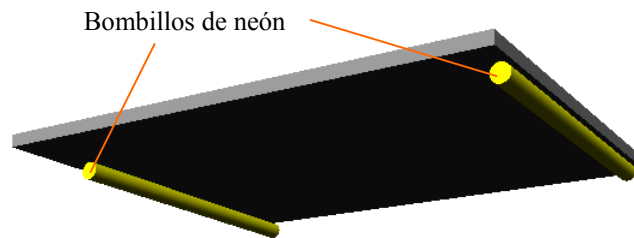


Figura 4-14. Idea B 8.

9. Iluminación desde la parte inferior, ubicando los bombillos debajo de una superficie translúcida que serviría de piso dentro del simulador.

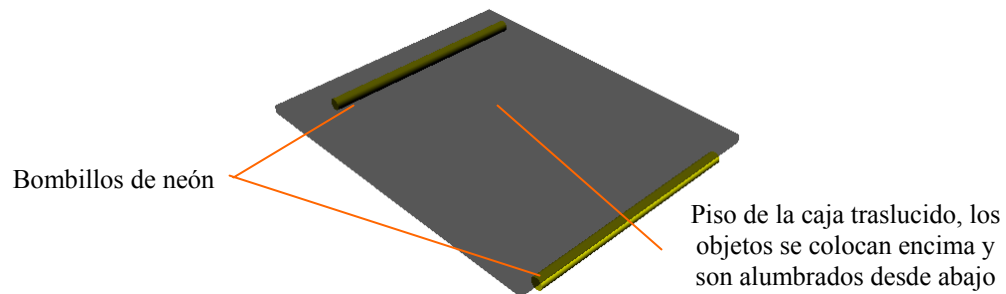


Figura 4-15. Idea B 9.



Para cumplir con el parámetro C. se plantearon:

1. Un sistema de suspensión interna, que ya fuera mediante el uso de algún fluido (agua, aceite, aire) se lograra a placer la sensación de inestabilidad.
2. Un mecanismo de resorte central en el piso del simulador integrado a un mecanismo de control de altura del piso.

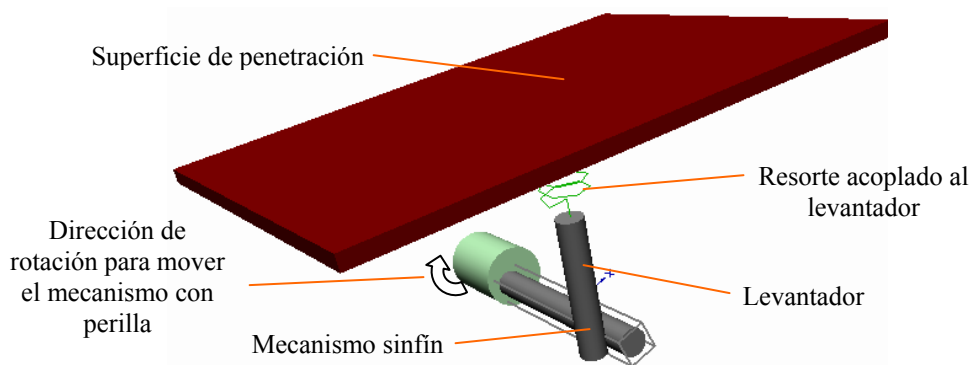


Figura 4-16. Idea C 2.

3. Una plataforma que se moviera en forma de cruz dentro del simulador y suspendida sobre ruedas, que a su vez estarían suspendidas sobre rieles.

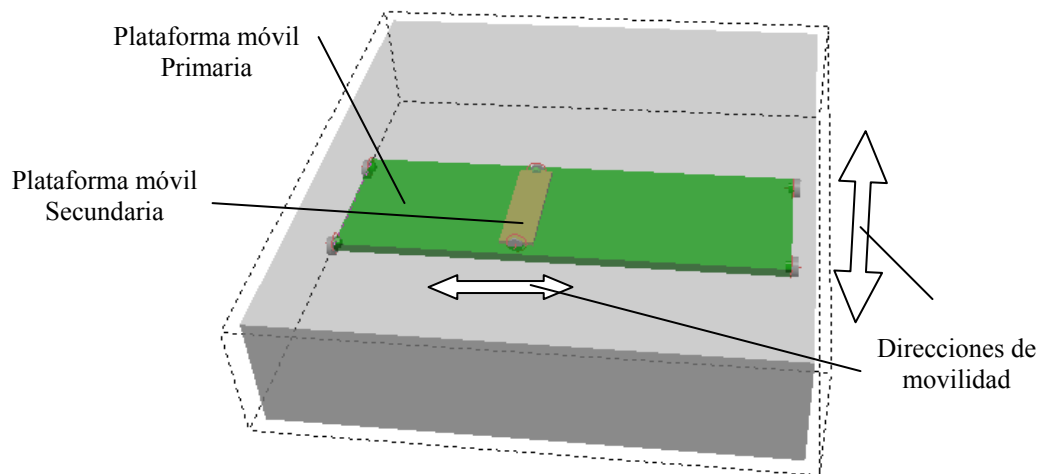


Figura 4-17. Idea C 3.

4. Un piso con sistema de ajuste de altura independiente en cada columna, con esto es posible proporcionar cualquier ángulo de inclinación.

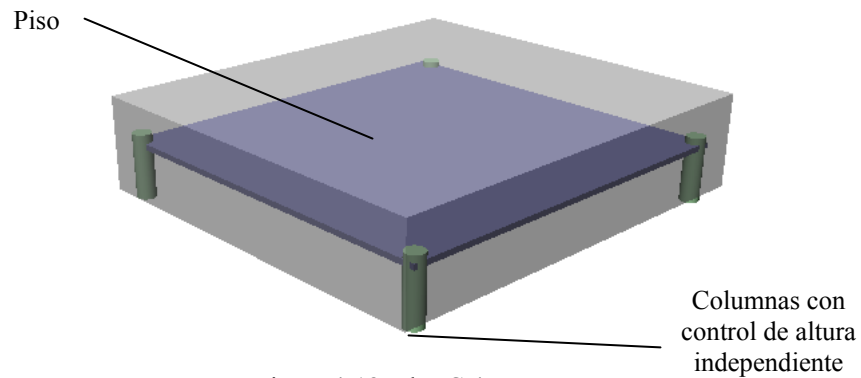


Figura 4-18. Idea C 4.

Para cumplir con el parámetro D. se plantearon:

1. Trípode miniatura que permita la colocación de la cámara sobre la mesa, la entrada de la misma a través de la luz entre el piso y la superficie a ser penetrada.

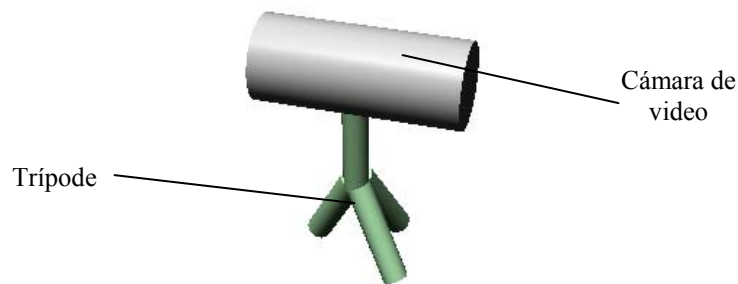


Figura 4-19. Idea D 1.

2. Sistema de rieles perimetrales colocados en la superficie de penetración, en los que se suspende la cámara y permiten la rotación en función del centro del piso del simulador.

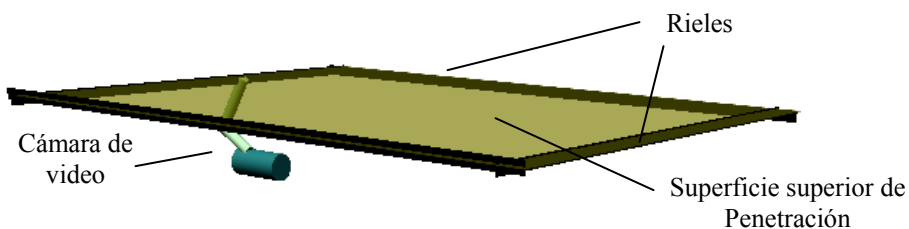


Figura 4-20. Idea D 2.

3. Sistema de rieles integrados a la superficie inferior (bandeja) del simulador que permitan lo mismo que el punto anterior.

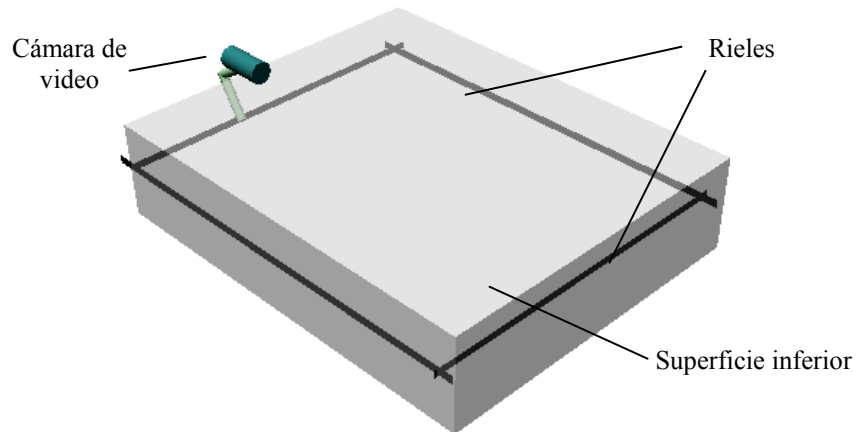


Figura 4-21. Idea D 3.

4. Suspensión de la cámara en un sistema de articulación ubicado en la superficie de penetración.

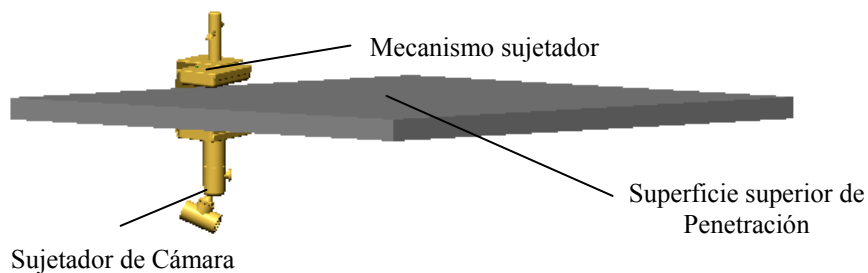


Figura 4-22 Idea D 4.

## 4.2 Selección De Ideas

Ya con algunas ideas, se procedió, de acuerdo a otro encuentro con médicos, fotógrafo, a descartar algunas propuestas antes expuestas.

### 4.2.1 Selección del parámetro A

Como una de las condiciones expuestas, se exigió que la superficie de penetración fuera de larga duración y de sencillo mantenimiento. De esta forma todas las superficies

que se plantearon que fueran de cuero, plásticos flexibles o telas, fueron descartadas. Todas a corto plazo y después de algunas penetraciones debían ser cambiadas.

Las operaciones a simular exigen que la penetración sea realizada siempre en las mismas locaciones. La superficie entonces debe proveer suficiente resistencia para activar el mecanismo del trocar pero no debe romperse con facilidad, así los periodos de reemplazo son dilatados.

Para lograr esto se optó por una estructura compuesta, una lámina de perfil plano con forma de torso humano, opción 5, con orificios ubicados de acuerdo a las operaciones más comunes que se realizan en Venezuela ya antes mencionadas en el capítulo 2. Dentro de cada orificio se pensó en insertar gomas seccionadas en forma de cruz.



Figura 4-23. Gomas de orificios.

El diseño se mejoró estética y funcionalmente, incorporando las dimensiones estructurales combinadas del cuerpo. Según Anexo I- 1 se obtienen las siguientes dimensiones de percentil 95 para hombres:

$$(N - F) = 505mm$$

$$L = 529 - 130 \approx 400mm$$

$$O = 422 - 22 \approx 400mm$$

N-F: Largo del torso, desde clavícula hasta caderas.

L: Ancho de hombros modificada.

O: Ancho de caderas modificada.

De acuerdo a la simulación del torso solo se necesitaba una sección del mismo, que no incluyera el ancho de brazo. Solo se tomo la sección trapezoidal y la anchura de

caderas fue aproximada a la anchura de hombros modificada, en búsqueda de simetría dentro del modelo. Para los fines de la zona de operación necesaria para las simulaciones, esto no afectó en nada.



Figura 4-24. Evolución del diseño de superficie de penetración.

#### 4.2.2 Selección del parámetro B

Los médicos colaboradores con el proyecto plantearon como un requerimiento primordial del modelo, que contara con salida a video directo a un televisor. La cámara debía ser a color y tener parecido con el laparoscopio.

El criterio de selección de la cámara se basó en los siguientes aspectos:

- Cantidad de lux, iluminación requerida.
- Resolución gráfica.
- La imagen a color.
- Forma adecuada, parecida al video-laparoscopio.
- Tamaño.
- Precio.

La selección de la cámara se inclinó entonces a ser del tipo Bullet y de diámetro lo suficientemente pequeño. Este tipo de cámara, generalmente usada para propósitos de seguridad, tiene modelos que constan de especificaciones similares a las de el video-laparoscopio y un aspecto muy similar al mismo (Anexo I- 2 y 3).

Cuando se busco dentro de la variedad de modelos de cámaras de seguridad tipo Bullet, se descubrió que varios de ellos poseían gran sensibilidad a la luz, los requerimientos de iluminación eran mínimos y su costo no era excesivo.

La resolución de los tipos de cámara Bullet varía desde 350 a 500 líneas de televisión. Los laparoscopios que se encuentran en el mercado suelen tener una resolución de 450 o más líneas de televisión. La resolución del laparoscopio está limitada por la resolución del monitor y viceversa, lo que significa que si la resolución del monitor es menor que la del laparoscopio la imagen tendrá la resolución del monitor.

Para determinar el modelo de cámara se procedió al cálculo de la cantidad de lux que se hallaría en un ambiente de trabajo alumbrado con luz natural y con artificial.

#### 4.2.2.1 Cálculo De Iluminación Natural

Para un día soleado, con una ventana de superficie de  $90 \times 170 \text{ cm}^2$ , una superficie interior de  $3 \times 5 \text{ m}^2$  (superficie de una habitación donde este el simulador) y suponiendo que no existen edificaciones vecinas, tenemos que:

En: iluminación natural en el plano de trabajo (lux)

r: rendimiento para la iluminación diurna valor medio de 0.4

fv: factor de ventana, si no hay edificaciones al frente es 0.5

Sv: superficie de la ventana

Sp: superficie interior

Ee: iluminación exterior

$$r := 0.4$$

$$fv := 0.5$$

$$Sv := 1.53 \times 10^4 \cdot \text{cm}^2$$

$$Sp := 15 \text{m}^2$$

$$Ee := 100000 \cdot \text{lx}$$

$$En := r \cdot fv \cdot Ee \cdot \frac{Sv}{Sp}$$

$$En = 2040 \text{lx}$$

Esta será la cantidad de lux que habrá en un día soleado, dentro de una habitación con las dimensiones antes mencionadas en la superficie del simulador. Lo que significa que sí para trabajar la cámara requiere al menos 0.5 lux, la cantidad de lux con la que se cuenta excede cómodamente los requerimientos.

#### 4.2.2.2 Cálculo De Iluminación Artificial

Ahora se calcula el nivel lumínico recomendado artificial, para de esta manera determinar si es necesaria iluminación extra y verificar si ese nivel recomendado es mayor que el nivel lumínico requerido por la cámara. Si este resulta mayor la cámara no necesitaría iluminación, de lo contrario habría que proporcionarla.

Si se supone un ambiente de trabajo que conste de dos bombillos comunes de 25 watt, cada uno con 225 lúmen de emisión de luz. Un factor de mantenimiento de 0.5, asociado a las instalaciones eléctricas, suciedad y edad de las luminarias.

n: número de bombillos	$f := 225\text{lm}$
f: flujo luminoso de cada bombillo (lux)	$n := 2$
F: flujo luminoso requerido en lumen (lm)	$F := n \cdot f$
E: nivel lumínico recomendado (lux)	$F = 450\text{lm}$
S: superficie para iluminar ( $\text{m}^2$ )	$m := 0.5$
r: factor de iluminación	$S := 0.214\text{m}^2$
m: factor de mantenimiento	

Para calcular el factor de iluminación es necesario conocer el factor de local fl.  
En una habitación de 3\*5 m y 2.5 m de altura.

fl: factor de local	$b := 3\text{m}$	
l: longitud	$l := 5\text{m}$	
b: ancho del local	$h := 2.5\text{m}$	
h: altura de las luminarias	$fl := l \cdot \left( \frac{b}{1+b} \right) \cdot h$	$fl = 1.172$

Suponemos una reflexión del piso de 10%, del techo de 30% y de las paredes de 10 %. Del Anexo I- 4, se tiene que para una lámpara con soporte de aluminio convencional y rejilla plástica (condiciones bastante conservadoras):

$$r := 0.31$$

$$E := \frac{F}{m \cdot \frac{S}{r}} \quad E = 1303.74 \text{ lx}$$

Este valor de iluminación está acorde con el recomendado para trabajos finos, con poco contraste y largo tiempo. Por otro lado el valor es cercano al que se espera sea proporcionado para el trabajo regular de oficina.

Para todos los modelos de cámaras Bullet de seguridad, el valor de lux requerido es menor al que se espera sea proporcionado en cualquier ambiente de oficina. De esta manera se acota que el aspecto de la iluminación se trabajó con bastante holgura.

Sobre la selección del modelo de cámara privó entonces la resolución. El modelo escogido fue una Bullet, con chipset Sony de alta resolución, con 480 líneas de televisión, a prueba de agua y de 0.5 lux. Para saber más especificaciones leer Anexo I- 3.

### 4.2.3 Selección del parámetro C

Para facilitar la aceptación del simulador por parte de los médicos, que hasta los momentos conocen es el Endo-trainer, el modelo debía poder cumplir con las cinco prácticas que se realizan con el mismo y ofrecer la posibilidad de aumentar la dificultad para plantear un esquema de ejercicios futuros que permitieran profundizar las habilidades.

En el Anexo I- 9 se cita con detalle los objetivos del programa de entrenamiento del Endo-Trainer y en que consisten cada una de sus prácticas.

Durante la etapa de levantamiento de información fue posible asistir a algunas sesiones de entrenamiento de estudiantes de postgrado de medicina (residentes). Las visitas se realizaron en compañía de un ingeniero, un educador y los profesores a cargo del curso de laparoscopia. Además de tener conocimiento de los objetivos del programa, también fue posible discutirlo.

Para la realización de las prácticas solo se requería una superficie lisa para apoyar objetos de pequeñas dimensiones y un mecanismo de suspensión en el aire que permitiera al médico el uso de las dos manos para diseccionar presas de pollo.



Como fruto de la discusión en estas visitas, se concluyó que el Endo-Trainer constaba de algunos defectos graves de diseño que no se habrían de imitar.

A continuación se citan algunos de estos aspectos que fueron corregidos y ayudaron a definir el diseño del simulador:

- El campo de trabajo del Endo-Trainer está obstaculizado en sus esquinas por columnas que sostienen la superficie de penetración. Es usual que en la primera práctica algunas de las ruedas caigan fuera del campo de trabajo y en las esquinas. Esta situación obliga al médico a interrumpir constantemente la práctica para buscar el objeto y colocarlo, haciendo uso de sus manos (lo que es incorrecto), dentro del campo de trabajo.
- Las prácticas son desarrolladas utilizando cámaras fijas en trípodes. El que no se especificara como usar correctamente el Endo-Trainer en el programa de entrenamiento, ha traído como consecuencia que la cámara sea colocada en posiciones desventajosas para el usuario. Es usual que el residente de medicina tropiece constantemente la guía de la cámara desenfocándola, pues ésta se ubica entre el Endo-Trainer y el usuario.
- Debido a que la cámara usada no es la adecuada, los médicos presentan disconformidades constantemente con respecto a la iluminación.
- La superficie de las paredes de la cámara refleja la luz. El que la luz sea reflejada no solamente no es recomendado para el usuario que es encandilado por la misma, sino que puede causar daños permanentes en los laparoscopios (en la quinta sesión se utiliza un laparoscopio).
- El espacio para introducir la mano y cambiar las prácticas (objetos y demás), es reducido e incómodo.
- A pesar de que el material del que está construido la bandeja es fácil de limpiar, posee ángulos cortantes (90°), dificultando el acceso a las esquinas.
- Los médicos presentaron incomodidad con respecto a una superficie anti-resbalante, que está contenida en el fondo de la bandeja.

El diseño de la bandeja evolucionó proporcionando solución a los aspectos anteriores y en armonía con la forma de la superficie de penetración (en armonía con la forma del torso humano).

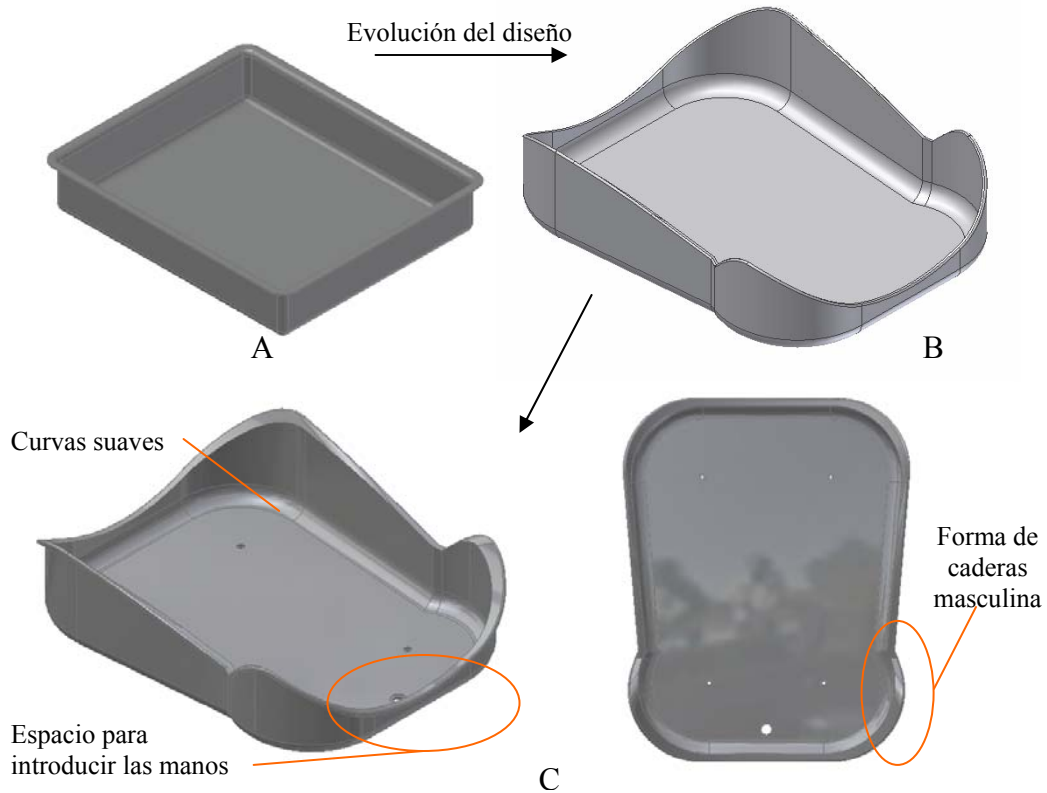


Figura 4-25. Evolución del diseño de la bandeja. A, B, diseños primarios. C, diseño final.

De la simplificación de la idea C4, la cual fue la elegida, se optó por crear un mecanismo que proporcionará variación de altura de uno de los lados de la bandeja del simulador. El objetivo de esto es el incrementar la dificultad y variedad de ejercicios para el medico, de esta manera se ofrece una estructura para el diseño de un programa de entrenamiento más complejo que logre el desarrollo de otras destrezas.

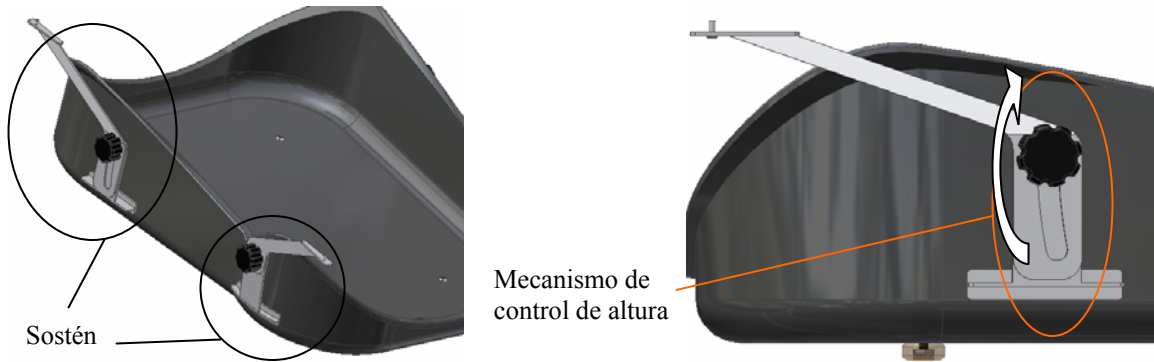


Figura 4-26. Extremidades o sostén de superficie de penetración con mecanismo de control de altura, acoplado a la bandeja del simulador.

El mecanismo provee una inclinación de la superficie de aproximadamente  $14^\circ$ . Esta condición es parecida a la que se pudo observar durante una operación en el Centro Médico de la Trinidad, es usual que la mesa sea inclinada para que las vísceras y otros órganos caigan un poco por gravedad, suministrando comodidad al cirujano.

Dentro del simulador la intención no es que los objetos resbalen hasta un lado de la caja, sino que el médico experimente la sensación de trabajar el movimiento de los instrumentos, penetración, giros, etc., pivotados en superficies inclinadas. Por eso en el diseño la superficie de penetración es la que se inclina, manteniendo horizontal el piso de la bandeja.

#### 4.2.4 Selección del parámetro D

Para la selección de este, se solicitó el asesoramiento de un fotógrafo especializado en iluminación, refracción y otras variables, que son comunes en la fotografía y serían imprescindibles para el simulador.

Con respecto al parámetro B, se confirmó la selección realizada. Para el parámetro D, se planteó que era necesario que el mecanismo a utilizar para fijar la cámara, se ubicara en una posición elevada, en este caso la superficie de penetración ofrecía una estructura tentadora para colocar el soporte. El mismo debía ofrecer la posibilidad de mover la cámara en todas las direcciones, ser de fácil remoción, adaptarse rápida y sencillamente al perímetro de la superficie de penetración.

Las ideas D2 y D4 se adaptaban muy bien a estos requerimientos. La idea D4 resulto la más sencilla y estética.

Al sujetador se le incorporó una rótula que permitiera el movimiento de la cámara en todas las direcciones. El ajuste en determinada posición dependería entonces de tres tornillos. Uno fijaría la posición de la rótula, el otro fijaría la penetración y el tercero fijaría el sostén a la superficie de penetración. La secuencia se iniciaría fijando el tercer tornillo, se ajustaría la penetración y de ultimo la rótula.

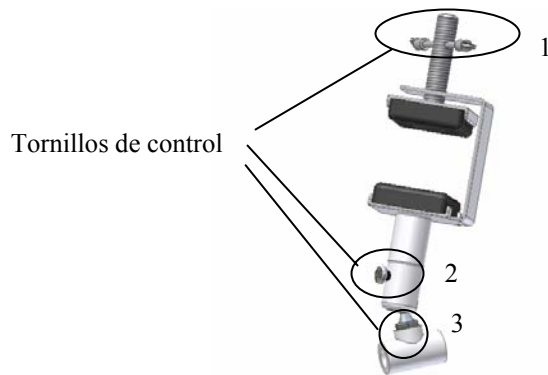


Figura 4-27. Tornillo para fijar el sujetador 1, tornillo para fijar rótula 2 y tornillo para fijar penetración 3.

### 4.3 Diseño De Otros Componentes

A pesar de que no fueron considerados en la tormenta de ideas, a continuación se explica el porque del diseño de los componentes restantes.

#### 4.3.1 Diseño De Extremidades

La forma de las extremidades fue determinada de acuerdo a algunas limitantes.

- Ninguna de ellas debía interferir con el espacio dejado para la exploración de la parte interna.
- Se requería que la forma se ajustase al espacio disponible en la superficie de penetración.
- Debían estar de acorde a la posición que el medico toma al realizar la operación, explicada en el Capítulo 2.

- La forma debía ser estéticamente acorde con la forma de la bandeja y la superficie de penetración.
- Para facilitar el mantenimiento y la limpieza del simulador era necesario que las piezas que conformasen las extremidades fueran desarmables.
- Las extremidades debían ser capaces de alzar uno de los lados, proporcionando inclinación.

De estas limitaciones se obtiene unas extremidades consecuentes y estéticamente acordes.



Figura 4-28. Extremidades acoplando la bandeja y superficie de penetración.

### 4.3.2 Diseño De Laparoscopia (Porta-Cámara)

Una de las principales metas del simulador es la de dar la posibilidad de entrenar al medico como camarógrafo, papel que en la actualidad se imparte en todos los cursos reconocidos de entrenamiento. Por esta razón el Porta-cámara debía ser lo más parecido posible al laparoscopio convencional.

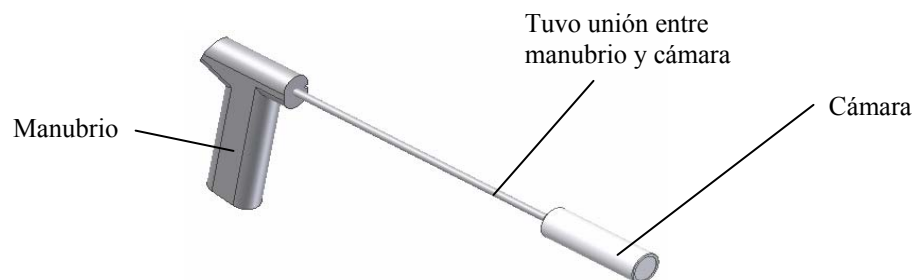


Figura 4-29. Laparoscopio.

El tamaño del laparoscopio, manubrio y unión entre cámara-manubrio, son equivalentes al largo y forma de los instrumentos especializados usados en la cirugía laparoscópica.



Figura 4-30. A. Detalle del mango del Instrumental. B. Instrumental para Laparoscopia.

### 4.3.3 Diseño De Componentes Periféricos

Se llaman componentes periféricos, a todos los demás componentes que no se consideraron respecto a las partes antes mencionadas.

Las gomas de la superficie de penetración fueron dimensionadas de acuerdo a los diámetros de gomas para tapones ya existentes en el mercado. Como una limitación importante se exigió que estas proveyeran la suficiente resistencia como para activar el mecanismo punzo-penetrante del trocar.

Las gomas que sirven de sustento de la bandeja, fueron diseñadas de acuerdo a modelos ya visto a nivel comercial. Son necesarias para evitar daños de la bandeja y la superficie que sirva de apoyo para el simulador entero.



Figura 4-31. Gomas de sustento del simulador.

Las perillas que sirven de unión entre las extremidades, se diseñaron de esa manera pensando en modelos comerciales que suministraran, de manera amistosa, fácil roscado para dar inclinación al simulador.



Figura 4-32. Perillas, unión entre extremidades.

Los tornillos y tuercas, no fueron calculados, debido a que por experiencia se conoce que para las cargas a tratar estos elementos no fallaran. Se tomó en cuenta que en el caso en que estos se encuentren sobredimensionados, dicha condición no repercutiría en los costos de manera pronunciada.

#### **4.4 Selección De Materiales**

Una vez seleccionados los componentes, solo quedaría seleccionar los materiales que los constituirían, tomando en cuenta:

- El desempeño con respecto a los requerimientos físicos modelados
- Sí la selección particular del material para la construcción del componente falla, habrá que proceder al rediseño, haciendo cambios en la geometría o el material
- Antecedentes de uso del material en el mercado
- Debes ser maquinable
- Sencillez
- Fácil acceso en el mercado

##### **4.4.1 Superficie de Penetración**

El material seleccionado para empezar a diseñar fue el acrílico, debido a la transparencia y propiedades mecánicas (Anexo I- 6). Después de realizar las visitas al Centro de Desarrollo Profesional de Johnson & Johnson, fue posible percatarse que las tres estaciones de trabajo poseían cajas transparente. La razón para que la superficie de penetración sea transparente, es práctica. Es usual que el instructor, realice correcciones a los residentes en el transcurso de la práctica. Los residentes cuando cambian de ejercicio,

necesitan acceso visual para el movimiento y colocación de objetos. Por otro lado la única razón que contrariaba el hecho de la superficie fuese transparente, era que los residentes de medicina faltaran a su honestidad y observaran directamente la superficie de trabajo. Para evaluaciones y demás ejercicios en los que se requiera absoluta disciplina en este aspecto, se ha previsto mayor atención por parte del instructor o el uso de una tela, tal y como se promociona en las imágenes de entrenamiento del Centro de Desarrollo Profesional de Johnson & Johnson.

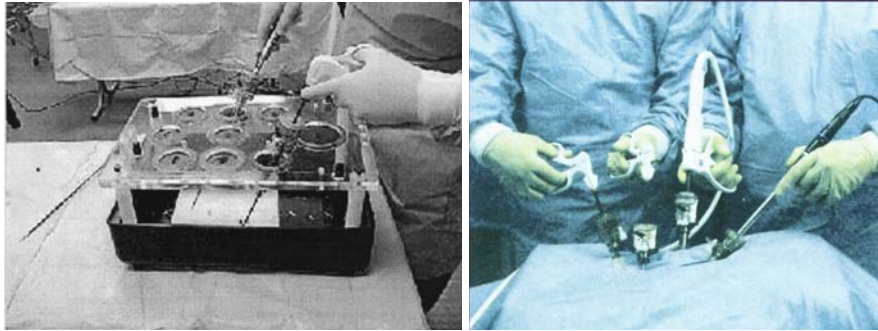


Figura 4-33. A, Endo-trainer en ejercicios de rutina. B, Endo-trainer en folletos publicitarios. (Ambos del Centro de Desarrollo Profesional de Johnson & Johnson).

#### 4.4.2 Bandeja

Para las medidas que se manejaban, era necesario un material, ligero y capaz de soportar la carga de trabajo. Un estudio de mercado hizo que se descartara de inmediato el uso de acero inoxidable para la creación de la misma, propuesta que fue recibida repetidas veces. Los costos para producir una pieza con las formas diseñadas eran exorbitantes. Para la geometría se requería, en el momento, el uso de una matriz que excedía los nueve millones de Bolívares. Los costos, en acero inoxidable u otros metales similares, se tornan rentables cuando la producción es masiva.

Tras visitar catorce empresas y examinar algunos presupuestos. Se llegó a tres materiales viables para la construcción de la forma: acrílico, poliestireno de alto impacto y fibra de vidrio. El acrílico fue descartado por sus costos, los costos del poliestireno de alto impacto y de la fibra de vidrio, eran similares. Las propiedades que ofrece la fibra de vidrio respecto al poliestireno de alto impacto son mejores. Por último, para los espesores manejados la fibra de vidrio es más ligera que el poliestireno de alto impacto (Anexo I- 6, 7, 8).



#### **4.4.3 Sostén De Superficie De Penetración**

En función de la carga y el peso de la superficie de penetración se seleccionó un material inicial para la elaboración de las extremidades. Como se muestra en el capítulo de Método de Elementos Finitos, el primer material que cumplía con un esfuerzo de fluencia adecuado era el Aluminio 2024T3, pero cuando se hizo un sondeo de las empresas que contaban con el material, se noto que este no estaba disponible en el mercado Venezolano. La consecuencia de este fracaso fue el rediseño, variando la geometría y el tipo de material a utilizar a Aluminio 3003H14.

#### **4.4.4 Laparoscopia**

El laparoscopia está conformado por tres piezas, el mango, la unión cámara-mango y la cámara. El material de la cámara no se seleccionó, claro está, viene de paquete con una cubierta de metal a prueba de agua (Anexo I- 3).

Para el peso de la cámara un tubo de aluminio 3003H14 bastaría para soportar la pequeña carga. El mango fue seleccionado de la misma manera, se hizo una adaptación de uno que es usado para instrumentos especializados de cirugía laparoscópica.

Como los costos son pequeños, en este caso, el sobredimensionar estas piezas no repercutiría de manera pronunciada en el financiamiento del proyecto.

Los demás materiales de los componentes restantes, fueron seleccionados por razones estéticas o porque ya se contaba con la materia prima (gomas, tornillos, tuercas, perillas, laminas para el sostén del cámara)

## Capítulo 5

# ANÁLISIS POR EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

Este capítulo está dedicado al análisis de esfuerzos de los tres componentes principales del Simulador de Cirugía Laparoscópica (S.C.L.); superficie de penetración, soportes y bandeja, mediante el uso de la teoría del método de los elementos finitos<sup>1</sup>. El software con el cual se realizan las corridas de simulación es el MSC.visualNastran 4D 2002. A continuación se presenta el modelado de cada una de las partes antes mencionados y al final de cada parte se presenta un análisis de esfuerzos.

### 5.1 SUPERFICIE DE PENETRACION (TORAX HUMANO).

Se modelara con una condición de contorno en cada orificio para una carga aplicada de 10\_kgf<sup>2</sup>.y en los puntos de apoyo se considera empotramiento. Esta condición simula la fuerza que debe aplicar el cirujano al instrumento quirúrgico (trocar), para realizar el corte en la piel del paciente y tener acceso a la zona de intervención. Una vez realizada esta “punzo penetración” las condiciones de carga se aminoran debido a que solo corresponde a las respuestas de maniobrabilidad que da el cirujano da instrumento. La carga de 10\_kgf es consistente con la carga que aplica el cirujano, porque durante la operación no es posible excederse en la aplicación de la misma, ya que podría llegarse al caso de lacerar un órgano vital del paciente. La carga aplicada esta en la dirección de un eje z negativo para cada orificio. La razón de esta dirección es que las reacciones en las piezas de soporte son máximas. Esto da un mayor margen de falla.

El material de construcción para la superficie de penetración considera se frágil (“acrílico”). Por tal motivo se emplea la teoría del esfuerzo normal máximo para prever la falla del material

---

<sup>1</sup> Véase Anexo II sección II.2

<sup>2</sup>Véase Estrada Jairo, *Ergonomía*, Colombia, 2000, Pág. 98

### 5.1.1 Aplicación de carga en Orificio N° 1.

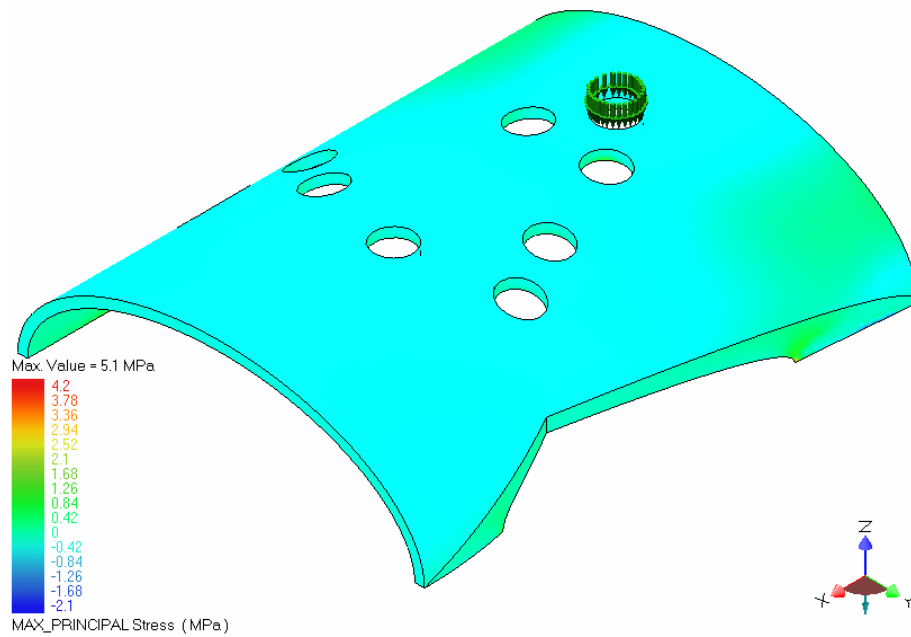


Figura 5-1 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 1.

### 5.1.2 Aplicación de carga en Orificio N° 2.

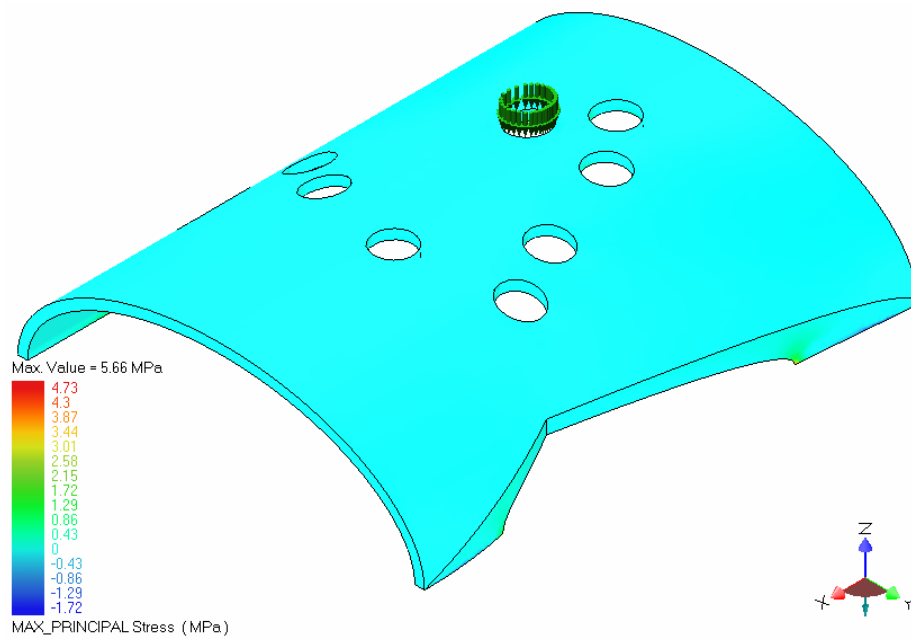


Figura 5-2 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 2.

### 5.1.3 Aplicación de carga en Orificio N° 3.

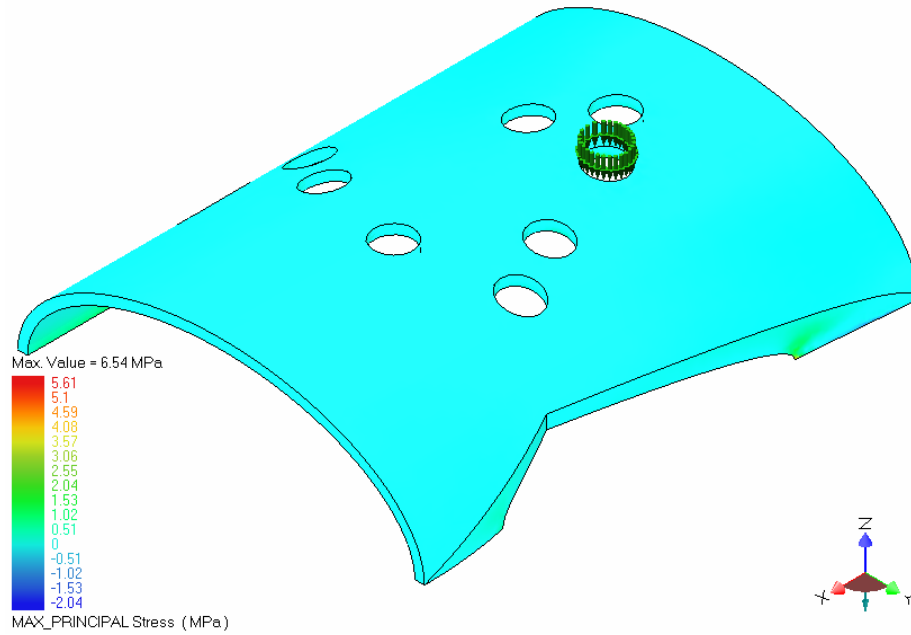


Figura 5-3 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 3.

### 5.1.4 Aplicación de carga en Orificio N° 4.

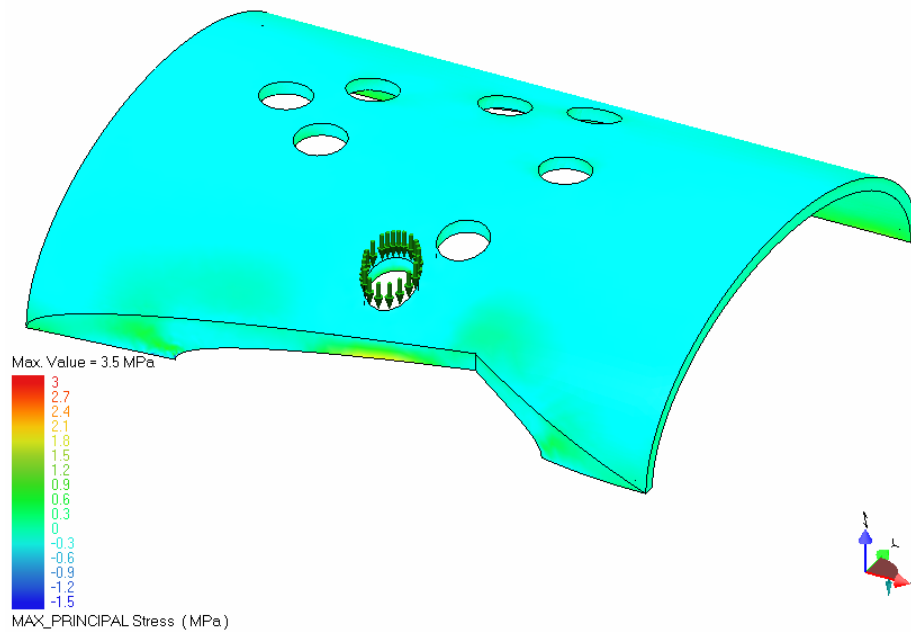


Figura 5-4 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 4.

### 5.1.5 Aplicación de carga en Orificio N° 5.

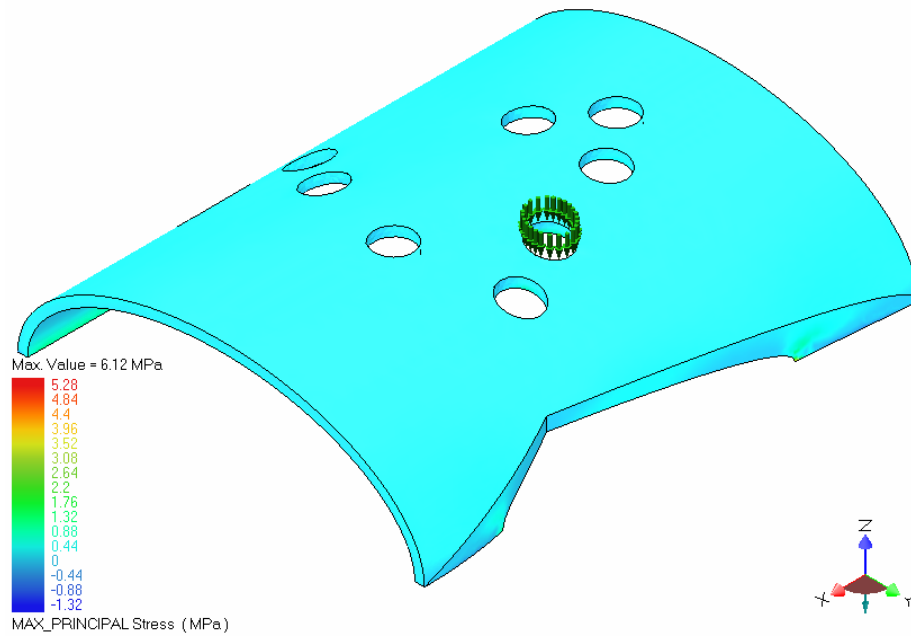


Figura 5-5 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 5.

### 5.1.6 Aplicación de carga en Orificio N° 6.

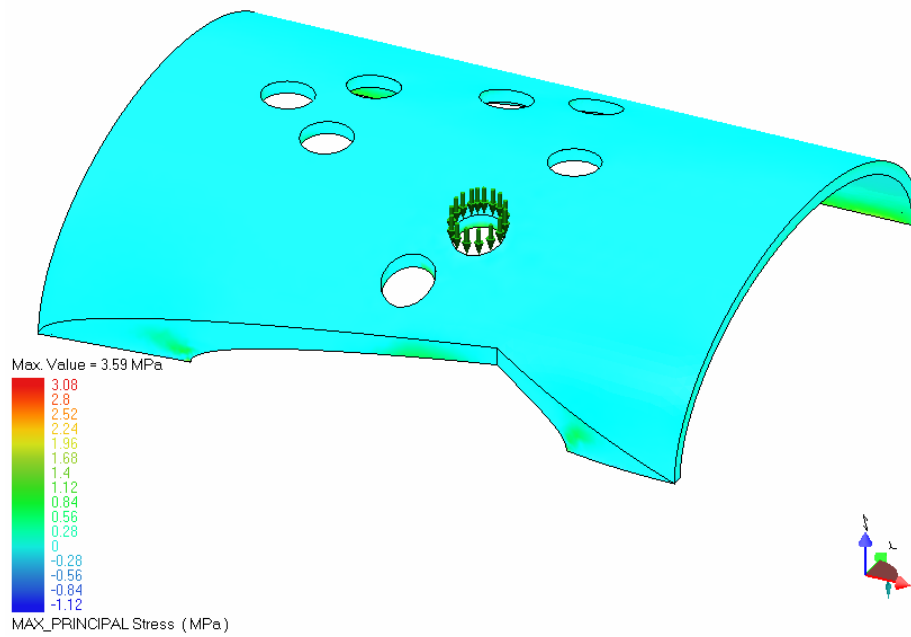


Figura 5-6 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 6.

### 5.1.7 Aplicación de carga en Orificio N° 7.

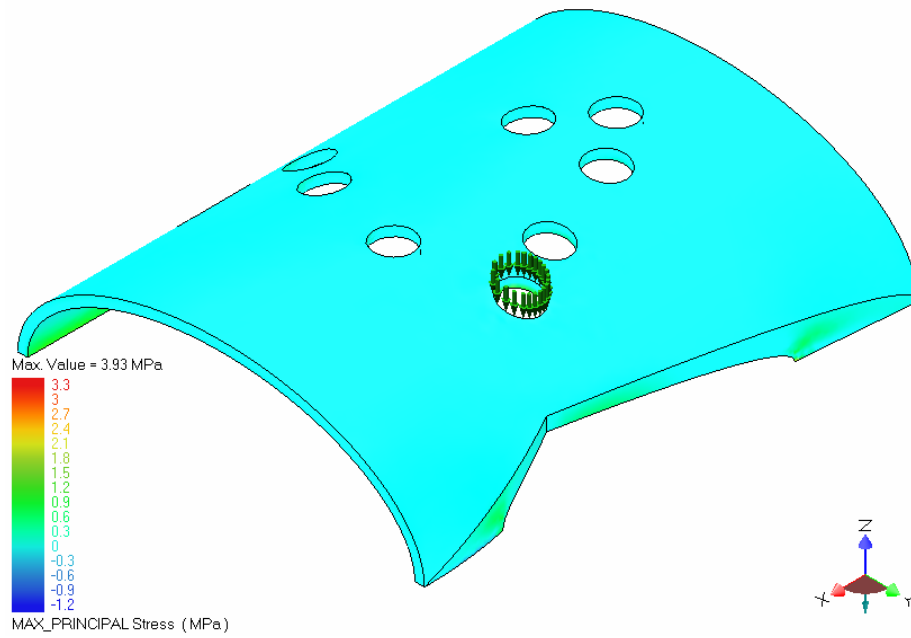


Figura 5-7 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 7.

### 5.1.8 Aplicación de carga en Orificio N° 8.

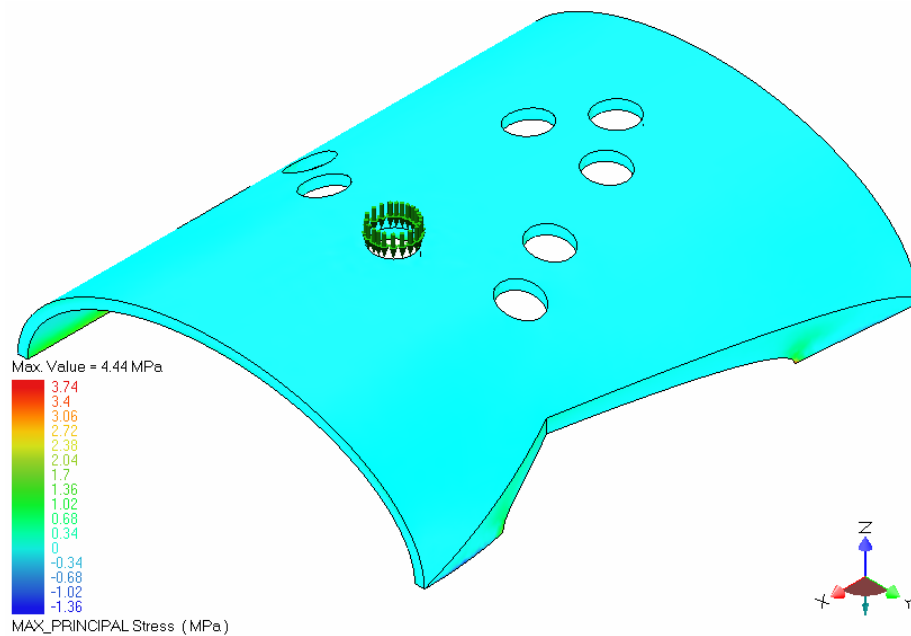


Figura 5-8 Superficie de Penetración. Modelada bajo condición de carga en el orificio # 8.

Tabla 5-1 Resultados de la condición de carga aplicada en los diferentes orificios de la parte superior

ORIFICIO	MAXIMO ESFUERZO PRINCIPAL <sup>3</sup> $\sigma_A$ [MPa]	CRITERIO DE FALLA <sup>4</sup>	FACTOR DE DISEÑO <sup>5</sup>	RESISTENCIA A LA TRACCION <sup>6</sup> [MPa]	ESFUERZO DE DISEÑO <sup>7</sup> [MPa]
1	5,10	Esfuerzo Normal Máximo	3,00	68,95	22,98
2	5,66	Esfuerzo Normal Máximo	3,00	68,95	22,98
<b>3</b>	<b>6,54</b>	Esfuerzo Normal Máximo	<b>3,00</b>	<b>68,95</b>	22,98
4	3,50	Esfuerzo Normal Máximo	3,00	68,95	22,98
5	6,12	Esfuerzo Normal Máximo	3,00	68,95	22,98
6	3,59	Esfuerzo Normal Máximo	3,00	68,95	22,98
7	3,93	Esfuerzo Normal Máximo	3,00	68,95	22,98
8	4,44	Esfuerzo Normal Máximo	3,00	68,95	22,98

El máximo esfuerzo principal se presenta en el orificio N° 3, comparando el máximo esfuerzo principal con el esfuerzo de diseño por medio de la teoría del esfuerzo normal máximo es aceptable esta condición de carga para la parte superior del S.C.L sin que el material falle bajo esta condición de carga.

## 5.2 SOPORTES.

Se modelara bajo una condición de carga menor a 10\_kgf previendo la posible falla de estos componentes (que son más sencillos, de menor complejidad y costo de fabricación). La condición de carga bajo la cual se modela es de 5\_kgf para esta condición de carga los puntos desfavorables ocurren cuando se aplica al orificio N° 01 para el soporte tipo A y el orificio N° 08 para el soporte tipo B. El material bajo el cual se modela es aluminio 2024 T3 material que se considera dúctil por tal motivo se utiliza la teoría de la distorsión de la energía para prever la falla.

<sup>3</sup> Ver Anexo II sección II.3.1.1.

<sup>4</sup> Ver Anexo II sección II.3.1.

<sup>5</sup> Ver Anexo II sección II.4.

<sup>6</sup> Ver Anexo Tabla de propiedades.

<sup>7</sup> Ver Anexo II sección II.5.1.1.

**5.2.1 Soporte tipo A (incluye el soporte superior II + el soporte base I)<sup>8</sup>.**

Al realizar la simulación con MSC.visualNastran 4D se encuentra la siguiente condición de carga para este tipo de apoyo:

$$F = 4,23kgf$$

$$T = 626kgf \cdot mm$$

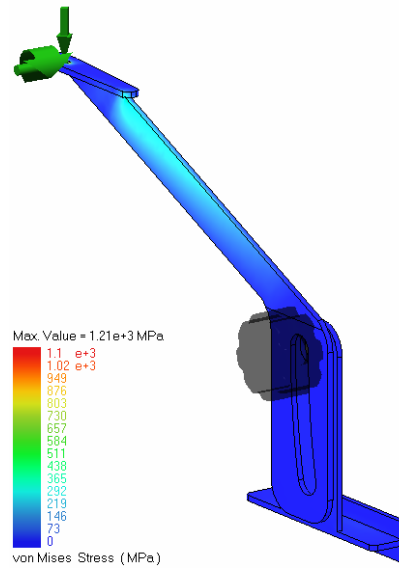


Figura 5-9 Soporte tipo A (soporte superior II + el soporte base I) bajo condición de carga.

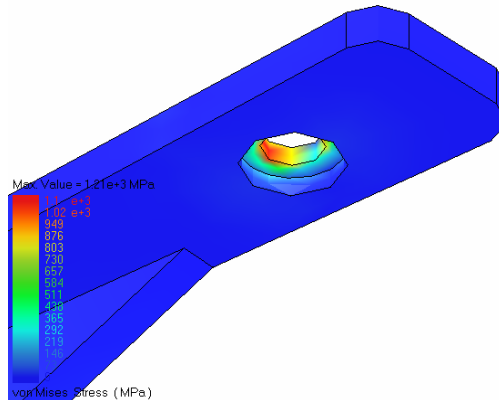


Figura 5-10 Soporte tipo A (soporte superior II + el soporte base I) zona de concentrador de esfuerzos.

El soporte en su parte superior en la zona cercana al orificio soporta el máximo esfuerzo de von Mises 1,23GPa (zona de concentración de esfuerzos) y en la zona

<sup>8</sup> Ver Anexo III. Planos de los Soportes.



inclinada los esfuerzos son de alrededor de  $438MPa$ , bajo esta condición de carga el material falla por fluencia.

Se realizan las siguientes modificaciones al soporte, es decir se le da mayor espesor a la zona donde se encuentra el concentrador de esfuerzos (agujero) y se elimina el avellanado plano (doble brocado), a la zona inclinada se le da mayor inercia aumentando el ancho de la misma. Se obtiene lo siguiente:

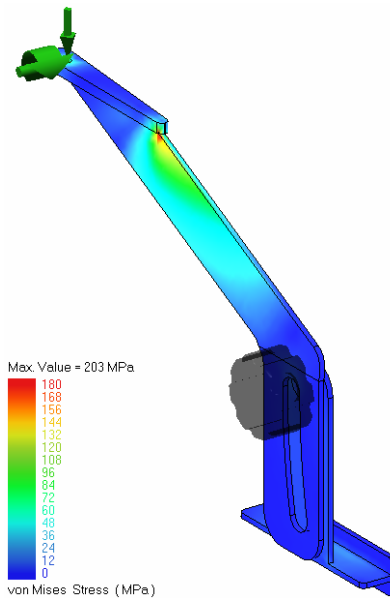


Figura 5-11 Soporte tipo A modificado (soporte superior II + el soporte base I) bajo condición de carga.

### 5.2.2 Soporte tipo B (incluye el soporte superior I + el soporte base II)<sup>9</sup>.

Al realizar la simulación con MSC.visualNastran 4D se encuentra la siguiente condición de carga para este tipo de apoyo:

$$F = 2,50kgf$$

$$T = 249kgf \cdot mm$$

A este tipo de soporte, al igual que el soporte tipo A, se le realizaron modificaciones debido a la carga crítica que era capaz de soportar. En esta sección solo se muestra la simulación del soporte final, es decir, un soporte tipo B con las mismas correcciones que el anterior.

<sup>9</sup> Ver Anexo III. Planos de los Soportes.

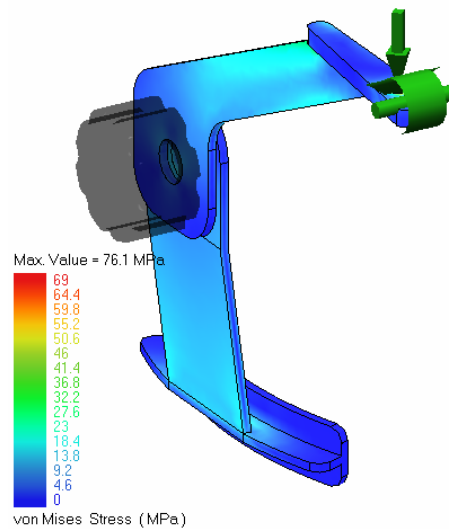


Figura 5-12 Soporte tipo B modificado (soporte superior I + el soporte base II) bajo condición de carga.

Tabla 5-2 Resultados de los esfuerzos en los soportes tipo A y B.

SOPORTE	ESFUERZO DE VON MISES <sup>10</sup> [MPa]	CRITERIO DE FALLA <sup>11</sup>	RESISTENCIA A LA FLUENCIA <sup>12</sup> [MPa]	FACTOR DE DISEÑO <sup>13</sup>
A	203,00	Distorsión de la Energía	345,00	1,70
B	76,10	Distorsión de la Energía	345,00	4,53

Para el soporte tipo A existe una condición poco favorable, pero no tan crítica, esta se puede mejorar incrementando el espesor de las piezas de soporte. Reacuérdesse que si se incrementa el espesor de estas piezas de soporte los costos de material se incrementan. Es preferible sacrificar un poco el diseño desde el punto de vista de esfuerzo (dentro de valores razonables) para mantener la condición de costo-diseño. El soporte tipo B funciona eficientemente bajo la condición de carga crítica.

<sup>10</sup> Ver Anexo II sección II.3.1.3.

<sup>11</sup> Ver Anexo II sección II.3.1.

<sup>12</sup> Ver Anexo I Tabla de propiedades.

<sup>13</sup> Ver Anexo II sección II.4.

### 5.3 BANDEJA

Esta se modela aplicando las cargas máximas en cada soporte simultáneamente. Este tipo de material se considera frágil (fibra de vidrio), por tanto se emplea la teoría de esfuerzo normal máximo para materiales frágiles para prever la falla.

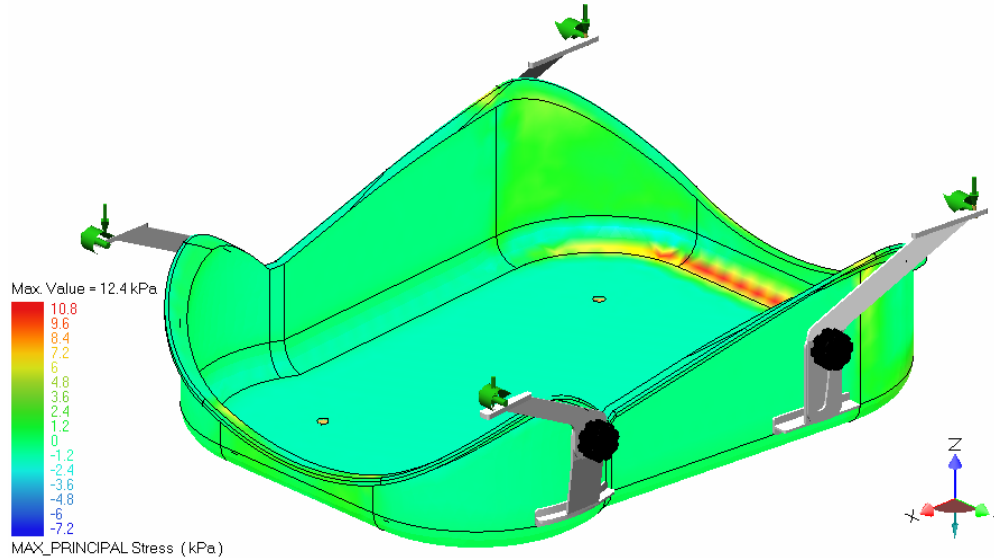


Figura 5-13 Bandeja en condición de carga crítica.

Tabla 5-3 Resultados de los esfuerzos en la bandeja.

	MAXIMO ESFUERZO PRINCIPAL [kPa]	CRITERIO DE FALLA	FACTOR DE DISEÑO	RESISTENCIA A LA TRACCION [GPa]	ESFUERZO DE DISEÑO [GPa]
BANDEJA	12,40	Esfuerzo Normal Máximo	3,00	345,00	115.00

El diseño de la bandeja y la fabricación con este tipo de material (fibra de vidrio) en estas condiciones de carga resulta óptimo, se conjugan estética, ergonomía y resistencia en un mismo componente. Este componente no fallara.

Para verificar las reacciones actuando en los soportes para cada condición crítica o de diseño (5\_kgf) se emplean las ecuaciones del anexo II.

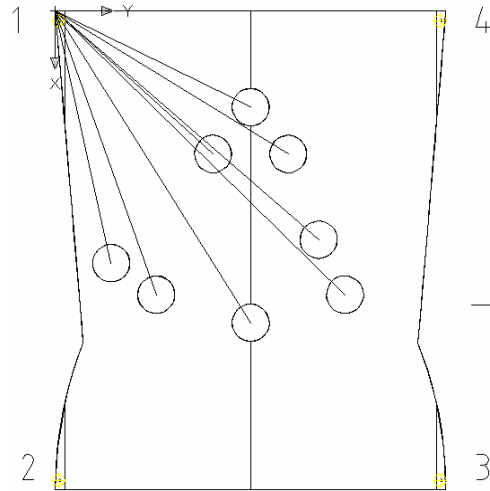
**Orificio N° 8**

Carga aplicada

$$F := \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -5 \end{pmatrix} \text{ kgf}$$

Punto de aplicación de la carga

$$r_F := \begin{pmatrix} 332.2 \\ 210 \\ 115 \end{pmatrix} \text{ mm}$$



Reacciones fuerza

$$R1 := \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -1.3 \end{pmatrix} \text{ kgf} \quad R2 := \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -2.5 \end{pmatrix} \text{ kgf} \quad R3 := \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -2.5 \end{pmatrix} \text{ kgf} \quad R4 := \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -1.3 \end{pmatrix} \text{ kgf}$$

Peso de la superficie de penetración

$$W := \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 2.6 \end{pmatrix} \text{ kgf}$$

Distancia a la cual se encuentran estas reacciones

$$r1 := \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \text{ mm} \quad r2 := \begin{pmatrix} 510 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \text{ mm} \quad r3 := \begin{pmatrix} 510 \\ 420 \\ 0 \end{pmatrix} \text{ mm} \quad r4 := \begin{pmatrix} 0 \\ 420 \\ 0 \end{pmatrix} \text{ mm}$$

$$r_W := \begin{pmatrix} 254.06 \\ 210.59 \\ 83.36 \end{pmatrix} \text{ mm}$$

Reacciones momentos

$$M1 := \begin{pmatrix} 0 \\ 195 \text{ |kgf}\cdot\text{mm} \\ 0 \end{pmatrix} \quad M2 := \begin{pmatrix} 0 \\ -250 \text{ |}\cdot\text{kgf}\cdot\text{mm} \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$M3 := \begin{pmatrix} 0 \\ -250 \text{ |}\cdot\text{kgf}\cdot\text{mm} \\ 0 \end{pmatrix} \quad M4 := \begin{pmatrix} 0 \\ 195 \text{ |}\cdot\text{kgf}\cdot\text{mm} \\ 0 \end{pmatrix}$$

ECUACIONES DE LA ESTÁTICA DE CUERPOS RÍGIDOS

$$R := R1 + R2 + R3 + R4 + W \quad \text{Ec. (2) Anexo II}$$

$$M_1 := M1 + M2 + M3 + M4 + r1 \times R1 + r2 \times R2 + r3 \times R3 + r4 \times R4 + r_W \times W \quad \text{Ec. (3) Anexo II}$$

$$R = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \text{ |kgf} \\ -5 \end{pmatrix} \quad M_1 = \begin{pmatrix} -1048 \\ 1779 \text{ |kgf}\cdot\text{mm} \\ 0 \end{pmatrix}$$

Mediante la Ec. (5) Anexo II se verifica el punto de aplicación de la carga.

$$r := \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{pmatrix} \text{ mm} \quad \text{Given} \quad r \times R = M_1$$

r punto de aplicación de la carga correspondiente al momento M1

$$\text{Find}(r) = \begin{pmatrix} 355.889 \\ 209.693 \text{ |mm} \\ 0 \end{pmatrix}$$

Este punto encontrado mediante este método es bastante similar al punto de aplicación de la carga en el soporte de penetración. Por tanto se valida la condición de carga para el S.C.L. Con un procedimiento similar se verifica la condición en los soportes para el orificio # 01.

## Capítulo 6

# CONSTRUCCIÓN

La construcción del prototipo abarcó muchos procesos. Las técnicas de maquinado y fabricación aprendidas durante la carrera, se emplean de manera amplia. Gran parte de los procesos descritos a continuación se realizaron de forma manual y artesanal en los talleres del Instituto de Materiales y Modelos Estructurales (IMME). Esto es precisamente debido a problemas presupuestarios y que se construyó un prototipo que se presta a modificaciones futuras según los usuarios (médicos), ya sean producto de pruebas, o de sugerencias dependientes del enfoque profesional en el campo.



Figura 6-1. Talleres del IMME.

Progresivamente se mostrará, haciendo uso de la información aquí suministrada y de los planos anexados (ver Anexo III), como construir un dispositivo equivalente.

### 6.1 Laparoscopia

Debido a la condición de prototipo y para ahorrar costos, para la construcción del Laparoscopia, se aprovechó la adaptación de un mango de clipadora desechable (instrumental de cirugía laparoscópica). El ensamble del Laparoscopia consta originalmente de un mango que se prevé sea producido de poliestireno de alto impacto.

El ensamble del instrumento consta de un pequeño tocho, un tubo y material de aporte para soldar aluminio (aluminio). Debido a que el limitado grosor del tubo-corredora hacía difícil el roscado, se procedió a agregar puntos de soldadura de aluminio

con electrodo de punta de tungsteno, uno sobre otro, creando el suficiente espesor para el roscado. La limitante del espesor fue una condición impuesta por la utilización del tornillo del mecanismo de rótula, que desde la fábrica acompaña la cámara de seguridad para fijarla en paredes. La misma rosca que tiene este tornillo es la que se utilizó en el extremo del tocho, que de hecho, es la misma que está en la parte interna del orificio de la cámara.

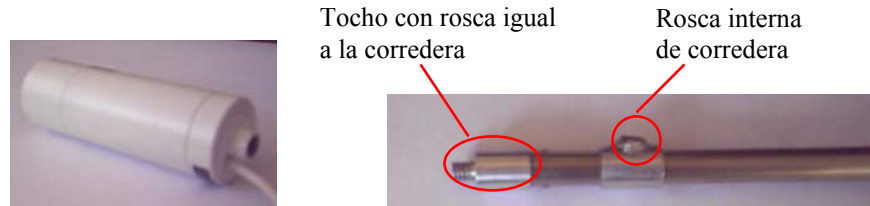


Figura 6-2. (a) Cámara con orificio roscado. (b) Detalle de punta del Laparoscopio construido. Todas las roscas son iguales

Para fijar la adaptación del tocho en la punta del instrumento, se utilizó como pasador, un clavo de acero seccionado y limado. Este tocho tiene por finalidad roscar en la cámara.

Debido a la soldadura aplicada, se produjo pequeña fundición que obstaculizo el paso de la corredera, obligando así al limado y lijado interno de la misma.



Figura 6-3. Laparoscopio.

Es de hacer notar que la mayoría de las piezas que conforman el diseño completo del prototipo son de fácil desarme. Esto permite al usuario, en caso de que algo falle, reemplazar la pieza de forma independiente y sin mayores complicaciones. Por otro lado, el material que conforma casi todo el diseño es producto de retazos y materiales sobrantes que fueron arduamente trabajados a mano.

PROCESO REALIZADO	HERRAMIENTA	MATERIAL	PARAMETROS			PIEZA
			velocidad corte	Avance	tiempo empleado	
Cilindrado refrentado	y Acero de alta velocidad	Aluminio AISI3003H14. Todos	25_m/min a 400 rpm	0.02_mm/rev	10_min	Tocho conector
Roscado	Juego de machos de 1/4"			Manual	10_min	Tocho conector
Taladrado lateral.	Broca 1mm		20_m/min a 820 rpm	Manual	3_min	Equipo desechable
Soldadura.	Electrodo de Tungsteno.			Manual	10_min	Corredera
Limado interno	Lima			Manual	12_min	Corredera
Acabado superficial pulido	Disco para pulir en Torno		400_rpm	Manual	20_min	Corredera, tocho conector

### 6.2 Sostén de Cámara

Este ensamble cuenta en su totalidad con 13 piezas. El sostén, en vista de la rentabilidad de los costos de la cámara de seguridad, fue deliberadamente diseñado para que adaptase a la pieza que trae por defecto la cámara Bullet. Es de esta forma que se aprovecha el gasto realizado para la compra de la cámara.

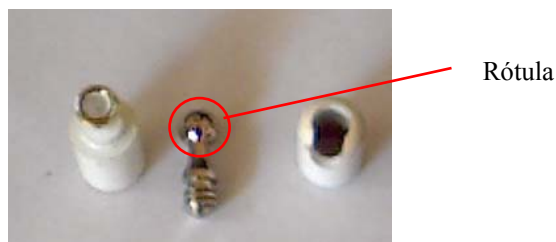


Figura 6-4. Pieza de fábrica de la cámara bullet.



El perno que funciona como tornillo de ajuste, fue el resultado de modificaciones realizadas a un tornillo comercial. La cabeza del tornillo fue seccionada con segueta y limada para evitar, al igual que todo el diseño en general, herir al usuario con bordes filosos. Setenta por ciento del roscado fue realizado mediante el uso de terrajas de manera manual después de haber sido determinado el tipo de rosca, diámetro y número de hilos por pulgada.

El pasador que atraviesa el tornillo de ajuste fue una adaptación de un electrodo que se usa como material de aporte para soldar aceros al carbono. Sus extremos fueron moleteados y deformados mediante prensa, posteriormente trabajados con esmeril y lima.

Los dobleces de la lámina de aluminio y del galvanizado se realizaron de manera manual haciendo uso de martillos, prensa y tacos de madera para no dañar de manera significativa la superficie.

Las gomas que sirven para evitar dañar la superficie del acrílico, fueron taladradas y pegadas con cola amarilla. En su parte no visible contienen avellanados planos, esto para evitar que cuando giren los tornillos ejerzan presión a las gomas tratando de moverlas también.

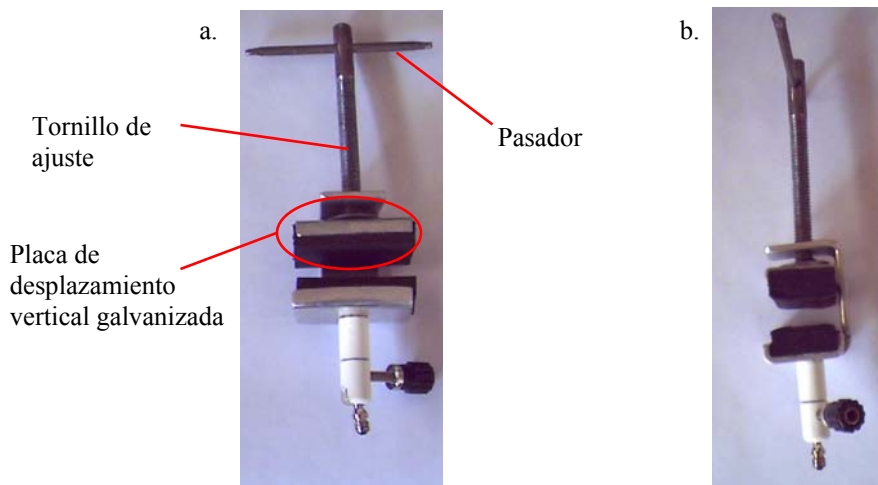


Figura 6-5. Sostén de cámara. (a) Vista frontal y (b) vista lateral.

La placa que se desplaza de manera vertical para ejercer la presión que fijará el sostén, contiene un orificio que permite girar el tornillo sin mover la placa. En su interior contiene una tuerca que fue fijada eliminado parte del hilo después de haberla situado en

la altura deseada. En la parte superior, la placa está restringida por una arandela que fue soldada, limada y lijada con acero al carbono. Así a la placa se le proporciono el juego necesario con el tornillo de ajuste, para evitar problemas cuando existan modificaciones en la altura, en otras palabras, cuando se instale y desinstale el sostén.



Figura 6-6. Ensamble de Laparoscopio con sostén.

PROCESO REALIZADO	HERRAMIENTA	MATERIAL	PARAMETROS			PIEZA
			velocidad corte	Avance	tiempo empleado	
Corte manual.	Segueta.	Acero AISI1045, goma, aluminio AISI3003H14, galvanizado		Manual	1_horas	Tornillo, gomas, láminas, pasador.
Limado de todo el contorno	Juego de lima.	Aluminio		Manual	3_horas	Tornillo, láminas
Taladrado	Juego de brocas.	Aluminio, acero	20_m/min a 820_rpm	Manual	20_min	Láminas, acero
Doblado manual de la pieza	Prensas martillo, listones de madera, etc.	C, Aluminio		Manual	1_hora	Láminas, galvanizado
Roscado	Juego de machos de 1/4" y terrajas	Acero		Manual	30_hora	Láminas
Fileteado de todo el contorno de la estructura de soporte.	Lima.	Aluminio		Manual	1_hora	Láminas
Moleteado y aplaste.	Prensa	Acero		Manual	10_min	Pasador
Corte cabeza perno, refrentado.	Segueta, esmeril, torno	Acero		Manual	25_min	Perno
Soldado de punto.	Smaw, E6010	Acero		Manual	5_min	Arandela-tornillo.
Sujeción de gomas.	Pegamento líquido	Alumino y goma			5_min	Lámina-gomas
Pieza cámara.						Suple Zortek Systems

### 6.3 Superficie de Penetración

El proceso de fabricación de la superficie de penetración fue realizado en gran parte de forma manual. Debido a su vulnerabilidad a las altas velocidades de taladrado, los orificios y otros cortes se hicieron con avances lentos. La dureza y la capacidad de la viruta para rellenar los poros de la lija y lima, dificultaron en cierta medida el pulido de la pieza que se hiciera posterior a los cortes.

El primer paso fue seccionar la lámina en un tamaño que fuera manejable dentro del centro de maquinado de control numérico del Centro de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela. Allí se realizaron los orificios con la precisión para alojar las gomas de manera justa. Se requirió el uso de madera para evitar que la fresa tocara la parte de metal, proporcionándole a la lámina cierta altura.

Debido a recomendaciones de conocedores del proceso y a la delicadeza del material para doblarse, el termoformado para proporcionar la curva, se realizó en una casa comercial utilizando un horno de tamaño adecuado y maderas para presionar los lados. Para realizar este doblado fue necesario suministrar un espacio de 5 centímetros por lado. El doblado fue realizado antes de hacer los cortes curvados laterales, debido a que era necesario un aumento de espesor, que solo podía ser proporcionado cortando vertical al eje de la semi-elipse que conforma la silueta de canto.

Una vez culminado el termoformado, se procedió a cortar lateralmente en el centro de mecanizado. Haciendo uso de un plano en tamaño real se culminó el programa que permitía en tan solo dos pasadas terminarlo. Los problemas en este procedimiento surgieron en el modo de sujeción a la fresa, claro está, porque la lámina ya había sido deformada. Fue preciso conformar diferentes párales de maderas que sirvieron para evitar el pandeo y vibraciones que escamaban el acrílico. Se termina la superficie de penetración limando, lijando, puliendo y colocando las gomas para trócar.



Figura 6-7. Limado y cortes con segueta en láminas de acrílico.

PROCESO REALIZADO	HERRAMIENTA	MATERIAL	PARAMETROS		SUPLIDOR
			velocidad corte	tiempo empleado	
Corte manual.	Sierra.	Acrílico moldeable.	3000m/min.	5_min	Casa comercial Pogasol.
Fresado de los orificios de penetración.	Centro de mecanizado de control numérico	Todos	30 m/min	1_hora	Realizado en taller CeBio/CNC.
Dobles termoformado.	por Horno, molde en madera.			180°C 10_min	Casa comercial Acriltec.
Corte exceso de material.	Sierra cinta, disco de corte en fresadora.		30 m/min	45_min	Realizado en taller CeBio.
Corte antropométrica humana.	Fresa.		30 m/min	2_horas	Realizado en taller CeBio.
Taladrado, barrenado.	Broca 1/4.		250 m/min	10_min	Realizado en taller CeBio.
Roscado.	Broca 1/4.		Manual	20_min	Realizado en taller CeBio.
Limado en todo su contorno.	Lima.		Manual	3_horas	Realizado en taller CeBio.

### 6.4 Soportes

Para obtener de la lámina tamaños manejables, se cortó la lámina en la sierra-cinta de los talleres de la escuela de mecánica. Ocho trozos rectangulares fueron transformados con segueta a formas robustas con bordes sin acabado y cortantes. Mediante el uso progresivo de limas gruesas a finas se llegó a las formas curvas y tamaños deseados. Vale la pena mencionar que consientes de la remoción de material que se realiza con lima, se dejó un milímetro de material de exceso para el fileteado de acuerdo a los planos. El taladrado y roscado ameritó el uso de lima plana para la remoción del exceso de aluminio.



Figura 6-8. Taladrado de soportes de aluminio

Las piezas fueron dobladas a mano, haciendo uso de prensa y madera para golpear. Esto debido a la geometría complicada de los mismos. Una vez doblados, fueron pulidos.



Figura 6-9. Soportes en acabado basto.

PROCESO REALIZADO	HERRAMIENTA	MATERIAL	PARAMETROS	
			velocidad corte	tiempo empleado
Corte manual.	Segueta.	Aluminio 3003H14. Todos	manual	3_horas
Limado y fileteado de todo su contorno	Juego de limas.		manual	2_horas
Taladrado.	Broca 1/4".		820 rpm	25_min
Roscado.	Juego de machos 1/4".		manual	10_min
Acabado superficial pulido	Lijas y disco para pulir.		420 rpm	35_min

### 6.5 Bandeja

La construcción de la bandeja final fue proyectada en fibra de vidrio. La construcción en fibra de vidrio consta de tres etapas:

1. Construcción del Modelo en MDF.: este primer proceso es el básico. En este se trasladan las medidas y formas requeridas a MDF. Debido a que se requiere cierta inclinación para la extracción del molde del modelo en MDF, es necesario siempre de 1 a 5° de inclinación en la superficie vertical del perímetro. El espesor base con el que se trabajó fue de 8 mm, partiendo del mismo, se utilizó resina de poliéster reforzado con fibra de vidrio, durante el mismo se estipuló una reducción de espesor del 18 % por contracción aproximadamente. De esta manera se obtiene el espesor requerido de 6 mm.

El MDF es un comprimido que se hace con cartón. Se usa para muebles armables, su única restricción notable es que no puede ser humedecido.

2. Fabricación de moldes: sobre este se llevará a cabo la fabricación de uno a muchas unidades similares. Para proporcionar acabado por los dos lados es necesario dos partes, una para la parte interna y otra para la externa. Los moldes pueden llevar diferentes estructuras de refuerzos para mantener la forma cuando

se sometan a carga. Debido a que durante la fabricación pueden existir problemas de contraste, el color del molde dependerá del color en que se requiera la pieza final.

3. Fabricación de pieza final: utilizando fibra de vidrio se procede a la construcción final.



Figura 6-10. Bandeja con acabado de pintura epóxica.

La validación del prototipo fue proyectada por los médicos para un plazo no menor a seis meses. Los costos de la fabricación de una pieza final se hacen no rentables tomando en cuenta que una vez culminado el molde no debe ser modificado. Esto significa, que si de acuerdo a las pruebas y sugerencias de los médicos se requieren modificaciones sobre la bandeja, sería necesaria la construcción de otro costoso molde.

En los Anexos IV, se muestran diferentes presupuestos que reflejan los costos de la construcción de la bandeja como pieza final en fibra de vidrio.

PROCESO REALIZADO	HERRAMIENTA	MATERIAL	PARAMETROS			SUPLIDOR
			velocidad corte	Avance	tiempo empleado	
BANDEJA		Fibra de vidrio.				casa comercial Tecno-Fibras
Construcción modelo en MDF.		Cartón Comprimido				

Por último el modelo se ensambló haciendo uso de tornillos tirafondo para el acrílico y el MDF.

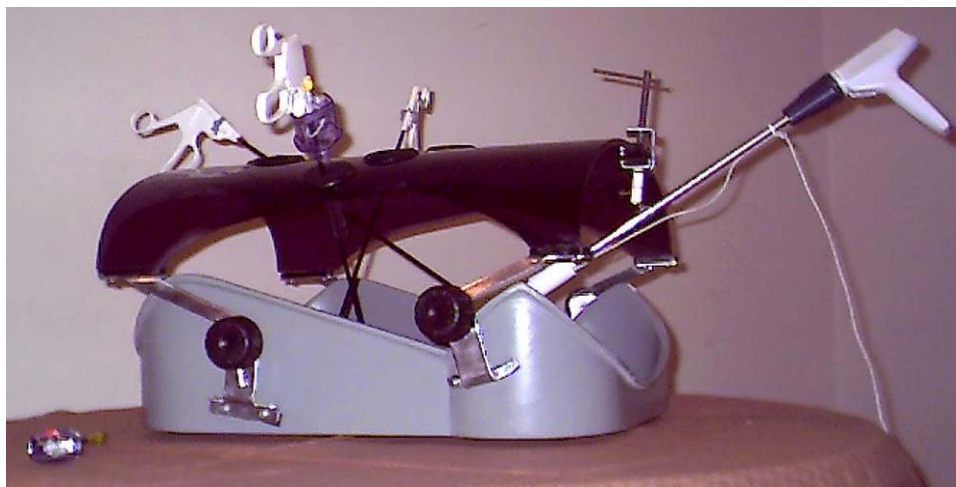


Figura 6-11 Ensamble prototipo con diferentes instrumentos quirúrgicos.



Figura 6-12 Ensamble prototipo, detalle del sujetador de la cámara.



## Capítulo 7

# CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### **Conclusiones:**

En este proyecto se diseñó, simuló y construyó un simulador de cirugía laparoscópica. Para realizar esto se llevó a cabo un levantamiento de información dentro del campo de la cirugía mínima invasiva, que incluyó un análisis del estado del arte en Venezuela y el Mundo. Para que la construcción se llevara a cabo bajo criterios de ingeniería, mediante el uso de diferentes softwares, se simuló carga y se estudió el comportamiento de los esfuerzos en el modelo.

- La simulación por el método de los elementos finitos, bajo las condiciones de carga a la cual estará sometido el simulador, proporciona valores que están fuera de la zona de posible falla por material.
- Todos los objetivos fueron llevados a cabo con éxito, exceptuando el objetivo concerniente a la evaluación del prototipo. Este no fue alcanzado, debido a que el tiempo de validación es necesariamente no menor a seis meses de uso, pruebas y ejercicios que aun están en proceso de creación bajo las manos de educadores y doctores.
- Mediante el diseño obtenido se cumplió con todos los parámetros que en un principio fueron establecidos por los doctores asesores.
- Los costos de la fabricación del simulador, tomando en cuenta que son durante la etapa de investigación, son menores a los de otros simuladores del mercado, que adicionalmente exigen el uso del Laparoscopia para sus sesiones de entrenamiento.

- La construcción fue un proceso “artesanal”, más que un proceso de fabricación industrial. Antes de desarrollar la tecnología para su fabricación industrial el modelo debe ser validado por especialistas. Una vez que esto suceda se espera una reducción de costos de fabricación considerable.
- Los costos de la construcción del prototipo fueron manejados mediante solicitudes de cofinanciamiento de todas las partes involucradas en el mismo CeBio, Laboratorio de Computación Grafica y Instituto de Cirugía Experimental.
- El campo de la medicina ofrece un gran espacio para el desarrollo de investigación en lo que a ingeniería concierne. Esta relación se espera incrementa en el corto plazo en Latinoamérica.

### **Recomendaciones:**

- Con la intención de lograr el desarrollo de un Sistema de Simulación de Cirugía Laparoscópica, se recomienda la integración de un ingeniero (o grupo de ingenieros) eléctrico (s) y estudiantes de postgrado de ingeniería mecánica. Estos que se encarguen de diseñar y construir el dispositivo de retroalimentación háptica.
- Para la simulación del comportamiento del tejido y los órganos, componente fundamental de un Sistema de Simulación, es necesario el dominio del método de elementos finitos (FEM) y elementos de contorno (BEM). Este será un componente no solamente indispensable para la evolución de simuladores virtuales, también lo será para cualquier proyecto de investigación que requiera precisión en la variación de las propiedades del objeto en tiempo real. Este requisito es fundamental para reflejar realismo en cualquier simulación.

En cuanto a recomendaciones estructurales del simulador se propone:

- Facilitar más movimientos a la Bandeja que conforma el simulador. De esta manera se acerca más al comportamiento que exhibe la mesa de operaciones en el quirófano.
- Si el prototipo es validado exitosamente se recomienda su rápida construcción en vista de la necesidad de entrenamiento imperante en Venezuela.
- El diseño fue concebido para ofrecer la posibilidad de trabajar con fluidos y un ángulo de inclinación de la superficie de penetración. Para que esto se aproveche al máximo se recomienda la creación de ejercicios que involucren hemorragias y la presencia de órganos simulados que obstaculicen la comodidad del cirujano. Estas condiciones hostiles, bien asignadas en diferentes prácticas, ayudaran al médico a acostumbrarse a condiciones adversas que se presenta con regularidad en los quirófanos.

## BIBLIOGRAFÍA

American Society for Metals, ASM Handbook Volume 02: *Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials*, Publisher: ASM International; 1991.

American Society for testing and Materials, *Annual Book of ASTM Standards*, Part 46, ASTM, Philadelphia, 1978.

Chin AK, Moll FH, McColl MB Novel technique and instrumentation for laparoscopic application of hemostatic clips. *J Am Assoc Gynecol Laparosc (United States)*, 1(2) p150-3 Feb 1994.

Cueto, J., Melgoza C., Rojas, O., Webwee, A., *Evaluación laparoscópica del paciente con traumatismo contuso del abdomen*. Cap. 27, pág. 185-186. En: *Cirugía Laparoscópica*. Cueto, J. y Webwee, A. Interamericana McGraw-Hill. México, 1984.

Dubois, F., Berthelt, G., Levard, H., *Laparoscopic Cholecistectomy: Historic, Perspective and Personal Experience*, *Surgical Laparoscopy and Endoscopy*. 1:52-57, 1991.

Estrada Jairo, *Ergonomía*, segunda edición, Editorial Universidad de Antioquia, Colombia 2000.

Gallagher, A.; Hughes, C.; Reinhardt-Rutland, A.; McGuigan, J.; McClure, N., *A case-controlled comparison of traditional and virtual-reality training in laparoscopic psychomotor performance*, *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 2000; vol. 9, pp. 347-352.

Gallangeher, A.; McClure, N.. *Virtual reality training in laparoscopic surgery: a preliminary assessment of minimally invasive surgical trainer virtual reality (MIST VR)*. *Endoscopy* 1999, vol. 31, num. 4, pp 310-313. Mayo 199

Gómez, N., Iñiguez, S. y León, C. , *Laparoscopia diagnóstica y cirugía laparoscópica*, Cap. 12. pág. 123-135. En: *Endoscopia Operatoria Abdominal*. Interamericana McGraw-Hill. Colombia, 1996.

Internet, <http://www>.

Jota V., Dangerwis E.; Molina R., Idelfonso *Propuesta de rediseño ergonómico del quirófano tipo abdominal del hospital de caracas*, Tesis J81, Universidad Central de Venezuela, Facultad de Ingeniería, Escuela de Mecánica, Caracas 2003.

Kavoussi LR, Moore RG, Partin AW, et al. Telerobotic assisted laparoscopic surgery: initial laboratory and clinical experience. *Urology (United States)*, 44(1) p15-9 Jul 1994.

Krick, E., *Fundamentos de ingeniería: métodos, conceptos y resultados*, Limusa, México 1984.

Luna R., Carmen L.; Zamora B., Oscar E, *Diseño y construcción de un dispositivo para pacientes con hiperflexión e hiperextensión de la rodilla*, Tesis L96, Universidad Central de Venezuela, Facultad de Ingeniería, Escuela de Mecánica, Caracas 2003.

Milani Rodolfo M., *Diseño para nuestra realidad*, Equinoccio, Venezuela 1989.

Monserrat, C.; Alcañiz, M.; Ullrich, M.; Poza, JL.; Juan, MC.; Grau, V. *Simulador para el entrenamiento en cirugías avanzadas*, XII Congreso Internacional de Ingeniería Gráfica. Valladolid (España). 2000.

Mott R., *Diseño de elementos de maquinas*, Segunda edición, Prentice Hall, México 1995.

Oborne David, *Ergonomía en acción*, segunda edición, Editorial Trillas, México 1990

Panero, Julios, *Las dimensiones humanas en los espacios interiores estándares antropométricos*, 1989

Peters, J., Ellison, E., Innes, J. et al. Safety and efficacy of laparoscopic cholecystectomy: a prospective analysis of 100 initial patients. *Ann Surg*; 213:3-12, 1991.

Roark R., Warren Young., *Formulas for Stress and Strain*, McGraw Hill. Quinta Edition. 1975.

Sabino Carlos, *Como hacer una tesis*, Editorial Panapo, Caracas, 1994 Editado también por Panamericana, Bogotá, y Lumen, Buenos Aires

Sackier, J., *Laparoscopia diagnóstica en caso de enfermedad no maligna*, Pág. 1007-1016. En: *Laparoscopia para el cirujano general*. Mc Fadyen, B. y Ponsky, J. Clínicas

Quirúrgicas de Norteamérica. Vol. 5. Pág. 1152. Interamericana McGraw-Hill. México, 1992.

Shigley, J. y Mischke, C., *Diseño en ingeniería mecánica*, Quinta edición, McGraw Hill, México 1998.

Spotts, M. y Shoup T., *Elementos de máquinas*, Séptima edición, Prentice Hall, México 1999.

T Baumeister, E Avallone, T Baumeister III., *Marks Manual del Ingeniero Mecánico*, McGraw Hill. Octava Edición (segunda en español). 1992. Volumen 1.

Timoshenko, S., and Goodier, J. N., *Theory of Elasticity*, second edition, McGraw Hill, New York, 1951.

Timoshenko, S., *Theory of plates and Shells*, MacGraw Hill Book company. México, D.F., 1959

Timoshenko, S., y Gere, *Mecánica de materiales*, cuarta edición, International Thomson Editores, México, 1998.

[www.immersion.com](http://www.immersion.com)

[www.sensable.com](http://www.sensable.com)