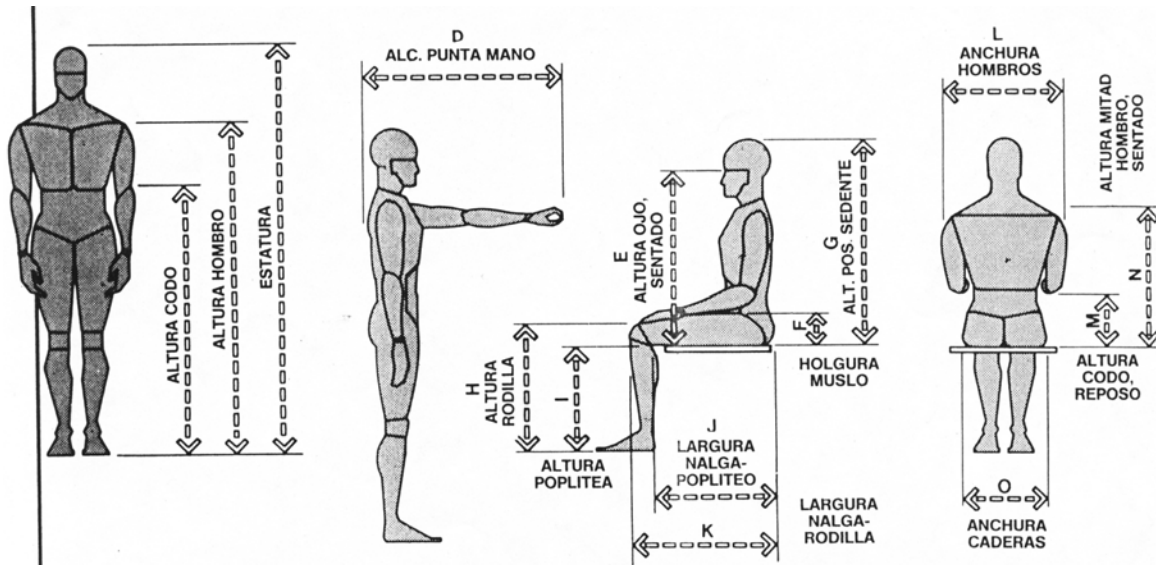


ANEXOS I

I.1 Medidas Antropométricas



		Peso		A		B		C		D		E		F		G	
		lb	kg	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm
95	HOMBRES	215.4	97,7	47.6	120,9	61.3	155,7	74.3	188,6	34.4	87,4	34.1	86,5	7.5	19,1	39.0	99,0
	MUJERES	165.1	74,9	42.8*	108,7	55.7	141,4	68.0	172,8	31.7	80,6	31.3	79,6	5.9	14,9	36.0	91,5
5	HOMBRES	143.7	65,2	41.5	105,5	53.7	136,5	66.2	168,2	29.3	74,3	30.1	76,4	5.7	14,5	34.8	88,5
	MUJERES	104.5	47,4	38.0*	96,5	48.4	122,9	60.0	152,3	26.7	67,7	27.4	69,5	4.1	10,4	32.0	81,2
		H		I		J		K		L		M		N		O	
		pulg. cm		pulg. cm		pulg. cm		pulg. cm		pulg. cm		pulg. cm		pulg. cm		pulg. cm	
95	HOMBRES	23.7	60,3	18.8	47,8	21.7	55,1	25.7	65,4	20.8	52,9	11.7	29,7	27.4	69,6	16.6	42,2
	MUJERES	21.4*	54,3	17.4	44,2	20.7	52,7	24.4	62,0	18.4	46,8	10.7	27,1	24.8	63,1	16.4	41,6
5	HOMBRES	20.5	52,1	15.9	40,4	18.3	46,4	22.2	56,4	17.5	44,4	8.3	21,0	23.9	60,6	13.5	34,4
	MUJERES	18.4*	46,7	14.9	37,8	17.2	43,7	21.0	53,3	15.2	38,6	7.6	19,2	21.3	54,2	13.9	35,4

I.2 Especificaciones Del Laparoscopio

SISTEMAS DE CAMARA MEDICA Dr. CAMSCOPE

- **Better communication**
You can show a specific area of interest with magnified image on a screen which will bring direct patient's attention.
- **Best image quality**
Sony image sensor and Digital Signal Processing guarantee the incredible image clarity.
- **Easy focusing at multi distances**
Without any lens change requirement, you can adjust focus with a rotary type knob in the handprobe.
- **Video Capture Technology**
It enables you to store images up to 4 frames using only the camera without any Color Video Printer or computer.
- **Optional Color Video Printer**
Dr. Camscope can be connected with any color video printer that freezes or prints out a full frame or a quad display.

Specifications

Power supply	90-130VAC or 180-260VAC, 47~63Hz
Image sensor	1/3" color CCD
Pixel	NTSC: 768(H) x 494(V) / PAL: 752(H) x 582(V)
Horizontal resolution	460 TV lines
Signal Processing	Digital Signal Processor
AGC/White balance	Auto
Min Illumination	2 lux
ELC	ON
Output signal	Composite: 1EA, S-Video: 1EA
Lamp	12V/100W halogen lamp
Light intensity	Adjustable (0-100W)
Camera cable	Power cable & Optic fiber (2m)
Magnification	Intraoral: Max x50~ x0.5 Colposcope: Max x30~ x10 Rectoscope: Anoscope:x16, Sigmoidoscope: x 7 Otoscope: x30~x3 Dermascope: X800, X300, X.80, X30 ~x0.1 Irisscope: x25~x0.5
Frame capture	4 frames
Memory display	4 full frame, quad display
Dimension	209(W)x250(D)x101(H)



Dr. Camscope™
Monitor TV
Mobil Cart

I.3 Especificaciones De La Cámara Bullet

1/3" COLOR BulletVISION™

VC23HW (B/W)*

* Sony HI RES. Chipset

WEATHERPROOF COLOR BULLET CAMERA

The VC23HW is an outdoor bullet camera using a 1/3" Color CCD. Its durable weatherproof metal housing meets our highest requirements and offers an outstanding picture quality even under low light conditions. This camera features 480 TV Lines of high resolution and 0.5 Lux of excellent low light sensitivity. It's easy to change the lens for different field of views depending on each application. It comes with a 4-ft. cable with a BNC connector for video and a DC jack for power. This camera has excellent picture quality, is small in size, has a strong metal housing and is easy to install. Visiontech offers the bullet camera for your professional applications.

Specification

Model VC23HW (B/W)

Imager 1/3" DSP Color CCD

Horizontal resolution 480 TV Lines

Picture element (Pixels) 768 (H) x 494 (V) NTSC

Min. illumination 0.5 Lux at f2.0

Synchronizing system Internal

Scanning system 2:1 Interlaced

Video output 1Vp-p 75 ohm composite

S/N ratio More than 50 dB

Electronic iris 1/50, 1/60-1/100,000 sec.

Smear effect 0.005%

Gamma correction $r = 0.45 - 1.0$

White balance Auto 2800°K - 8200°K

Gain control Auto 4 dB - 30 dB

Lens Standard 3.6mm (72°)

MTBF 80,000 hours

Power source 12VDC Regulated (Tolerance: 8V-15V)

Operating current 130mA w/regulated power in

Measurement .83" (Dia.) X 3.0" (L)

Weight (Approx.) 1.4 oz.



I.4 Factor De Iluminación

Tipo de lámpara Índice local	Piso Techo Paredes	Reflexión							
		75%		10%		50%		30%	
		50%	30%	50%	30%	50%	30%	30%	10%
Factor de iluminación									
Lámpara suspendida en techo de vidrio o de plástico sin paneles a los lados	0,6	0,18	0,14	0,17	0,13	0,14	0,11	0,08	0,07
	0,8	0,22	0,19	0,21	0,18	0,17	0,15	0,10	0,09
	1,0	0,26	0,22	0,25	0,20	0,20	0,17	0,12	0,10
	1,25	0,29	0,25	0,27	0,23	0,22	0,19	0,14	0,12
	1,5	0,32	0,28	0,30	0,27	0,24	0,21	0,15	0,14
	2,0	0,35	0,32	0,33	0,30	0,27	0,24	0,17	0,15
	2,5	0,39	0,35	0,37	0,33	0,29	0,26	0,19	0,18
3,0	0,42	0,38	0,40	0,36	0,31	0,28	0,20	0,19	
	4,0	0,46	0,42	0,44	0,40	0,34	0,31	0,22	0,21
	5,0	0,48	0,44	0,46	0,42	0,36	0,33	0,23	0,22
Pantalla industrial dos lámparas de 40 W soporte metálico	0,6	0,38	0,32	0,37	0,31	0,37	0,32	0,31	0,28
	0,8	0,47	0,42	0,46	0,42	0,46	0,41	0,40	0,37
	1,0	0,51	0,47	0,51	0,47	0,50	0,47	0,46	0,43
	1,25	0,55	0,51	0,54	0,51	0,54	0,51	0,50	0,47
	1,5	0,58	0,54	0,57	0,53	0,57	0,53	0,52	0,50
	2,0	0,63	0,60	0,63	0,60	0,62	0,59	0,58	0,55
	2,5	0,68	0,64	0,68	0,64	0,66	0,64	0,63	0,60
	3,0	0,70	0,67	0,69	0,66	0,68	0,65	0,64	0,62
	4,0	0,73	0,70	0,72	0,69	0,71	0,68	0,67	0,66
	5,0	0,74	0,72	0,73	0,71	0,72	0,70	0,69	0,67
Lámpara con soporte aluminio convencional y rejilla plástica	0,6	0,26	0,22	0,25	0,21	0,23	0,21	0,21	0,19
	0,8	0,32	0,28	0,31	0,27	0,29	0,26	0,25	0,23
	1,0	0,36	0,33	0,35	0,32	0,33	0,30	0,28	0,27
	1,25	0,41	0,37	0,40	0,36	0,37	0,34	0,30	0,31
	1,5	0,45	0,40	0,43	0,39	0,39	0,37	0,35	0,32
	2,0	0,50	0,46	0,47	0,44	0,43	0,40	0,37	0,35
	2,5	0,51	0,48	0,49	0,47	0,45	0,43	0,39	0,38
3,0	0,53	0,50	0,51	0,49	0,47	0,45	0,41	0,40	
	4,0	0,56	0,54	0,54	0,52	0,49	0,47	0,43	0,42
	5,0	0,57	0,55	0,56	0,54	0,50	0,49	0,45	0,44

I.5 Relación De Trabajo Y Cantidad De Iluminación

<i>Actividad</i>	<i>E (lux)</i>
Trabajos con detalles finos, poco contraste y largo tiempo	1.000-2.000
Diferenciación de detalles, grado regular de contraste y largo tiempo	50-1.000
Diferenciación moderada de detalles	300-500
Para diferenciación de detalles	150-250
Trabajos ocasionales	100-200
Zonas de almacenamiento, pasillos de circulación	200
Garajes para reparación de vehículos	1.000
Cuartos para cambio de ropas, sanitarios	200-300
Trabajo regular de oficina	1.500

Fuente: elaborado con base en datos obtenidos en el Código de Salud Ocupacional, ley novena de 1979, art. 83. Medellín, I.S.S. Seccional Antioquia, 1990, pp. 65-66.

I.6 Propiedades Del Acrílico

PROPIEDADES MECANICAS DEL ACRILICO			
Material Type or Info Category	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic
Material Type	Poly(methyl methacrylate)	Poly(methyl methacrylate)	Poly(methyl methacrylate)
Material Family Abbreviation	Acrylic, PMMA	Acrylic, PMMA	Acrylic, PMMA
Generalized Material Form	Cast Sheets, Rods	Cast Sheets, Rods	Moldings
Generalized Material Feature	General Purpose, Type I	General Purpose, Type II	Grades 5, 6, 8
Resistance to Abrasion			
Elastic (Young's) Modulus, (E), Tensile (MPa)	2757.9	3102.6	2930.3
Ultimate Elongation, Tensile, Low Value (mm/mm)	0.02	0.02	0.03
Ultimate Elongation, Tensile, High Value (mm/mm)	0.07	0.07	0.05
Elastic Modulus, Flexural (MPa)	2757.9	3102.6	2930.3
Yield Strength, Compressive (MPa)	89.63	110.32	108.59
Yield Strength, Compressive, Low Value (MPa)	82.74	96.53	99.97
Yield Strength, Compressive, High Value (MPa)	96.53	124.11	117.21
Yield Strength, Flexural (MPa)			106.87
Yield Strength, Flexural, Low Value (MPa)	82.74	103.42	103.42
Yield Strength, Flexural, High Value (MPa)	96.53	117.21	110.32
Yield Strength, Tensile (MPa)	51.71	62.05	68.95
Yield Strength, Tensile, Low Value (MPa)	41.37	55.16	65.5
Yield Strength, Tensile, High Value (MPa)	62.05	68.95	72.39
Impact Strength, Notched Izod (N-mm/mm)	21.4	21.4	
Impact Strength, Notched Izod, Low Value (N-mm/mm)			10.7
Impact Strength, Notched Izod, High Value (N-mm/mm)			21.4
Hardness, Rockwell M scale, Low Value	80	96	80
Hardness, Rockwell M scale, High Value	90	102	103

PROPIEDADES FISICAS DEL ACRILICO					
Material Type or Info Category	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic
Material Type	Poly(methyl methacrylate)	Poly(methyl methacrylate)	Poly(methyl methacrylate)	Poly(methyl methacrylate)	Poly(methyl methacrylate)
Material Class or Misc. Information					
Material Family Abbreviation	Acrylic, PMMA	Acrylic, PMMA	Acrylic, PMMA	Acrylic, PMMA	Acrylic, PMMA
Reinforcement Material Chemical Family					
Reinforcement Material Class					
Fiber Content (%)					
Generalized Material Form	Cast Sheets, Rods	Cast Sheets, Rods	Moldings	Moldings	Moldings
Generalized Material Feature	General Purpose, Type I	General Purpose, Type II	Grades 5, 6, 8	High Impact	Modified
Density (kg/mm ³)	1.18E-06	1.19E-06	1.19E-06	1.14E-06	1.11E-06
Specific Gravity (kg/m ³)					
Specific Gravity, Low Value (kg/m ³)	1167.9	1177.9	1177.9	1118	1098
Specific Gravity, High Value (kg/m ³)	1187.9	1197.8	1187.9	1157.9	1118
% Water Absorption, 24 hr (%)					0.3
% Water Absorption, 24 hr, Low Value (%)	0.3	0.2	0.3	0.2	
% Water Absorption, 24 hr, High Value (%)	0.4	0.4	0.4	0.3	

I.7 Propiedades Del Poliestireno De Alto Impacto

PROPIEDADES MECANICAS DEL POLIESTIRENO				
Material Type or Info Category	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic
Material Type	Polystyrene	Polystyrene	Polystyrene	Polystyrene
Material Family Abbreviation	PS	PS	PS	PS
Generalized Material Feature	30% Glass Fiber Reinforced	General Purpose	High Impact	Medium Impact
Resistance to Abrasion	164 mg/1000 cycles			
Elastic (Young's) Modulus, (E), Tensile (MPa)	8342.7	3309.5	1482.4	2964.7
Elastic (Young's) Modulus, (E), Tensile, Low Value (MPa)		3171.6	1034.2	2689
Elastic (Young's) Modulus, (E), Tensile, High Value (MPa)		3447.4	2620	3240.5
Ultimate Elongation, Tensile (mm/mm)	0.011			
Ultimate Elongation, Tensile, Low Value (mm/mm)		0.01	0.3	0.03
Ultimate Elongation, Tensile, High Value (mm/mm)		0.023	0.5	0.4
Elastic Modulus, Flexural (MPa)	8273.7			
Elastic Modulus, Flexural, Low Value (MPa)		2757.9	1585.8	2413.2
Elastic Modulus, Flexural, High Value (MPa)		3447.4	2757.9	3447.4
Yield Strength, Compressive (MPa)	131	91.36	44.82	44.82
Yield Strength, Compressive, Low Value (MPa)		79.29	27.58	27.58
Yield Strength, Compressive, High Value (MPa)		110.32	62.05	62.05
Yield Strength, Flexural (MPa)	117.21		34.47	
Yield Strength, Flexural, Low Value (MPa)		68.95		
Yield Strength, Flexural, High Value (MPa)		103.42		
Yield Strength, Tensile (MPa)	96.53	51.71	28.96	41.37
Yield Strength, Tensile, Low Value (MPa)		34.47	22.75	
Yield Strength, Tensile, High Value (MPa)		68.95	35.16	
Impact Strength, Notched Izod (N-mm/mm)	133.4			
Impact Strength, Notched Izod, Low Value (N-mm/mm)		10.7	42.7	26.7
Impact Strength, Notched Izod, High Value (N-mm/mm)		21.4	240.2	37.4
Hardness, Rockwell M scale		72		
Hardness, Rockwell M scale, Low Value	85		3	47
Hardness, Rockwell M scale, High Value	95		43	65
Fatigue Strength, Bending (MPa)	34500			

PROPIEDADES FISICAS DEL POLIESTIRENO				
Material Type or Info Category	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic	Plastics, Thermoplastic
Material Type	Polystyrene	Polystyrene	Polystyrene	Polystyrene
Material Class or Misc. Information				
Material Family Abbreviation	PS	PS	PS	PS
Reinforcement Material Chemical Family				
Reinforcement Material Class				
Fiber Content (%)				
Generalized Material Form				
Generalized Material Feature	30% Glass Fiber Reinforced	General Purpose	High Impact	Medium Impact
Density (kg/mm ³)	1.29E-06	1.04E-06	1.06E-06	1.06E-06
Specific Gravity (kg/m ³)	1287.7	1038.1		
Specific Gravity, Low Value (kg/m ³)			1038.1	1038.1
Specific Gravity, High Value (kg/m ³)			1068.1	1068.1
% Water Absorption, 24 hr (%)	0.07			
% Water Absorption, 24 hr, Low Value (%)		0.03	0.05	0.03
% Water Absorption, 24 hr, High Value (%)		0.2	0.22	0.09

I.8 Propiedades De La Fibra De Vidrio

Datos Generales	
Common Name	FIBERGLASS
Fiber Manufacturer	OWENS-CORNING
Construction/physical form	FIBER
Fiber content by volume	100%
Test Temperature	22 deg_C
Relative humidity	50
Manufacturer's Data	OWENS-CORNING
MSC/MVISION Databank Release and Version	MSC/MVISION Fiber Test Databank Q3 1997 1.0

Propiedades		
Manufacturer Designation	E GLASS	S-2
Fiber designation	E	S-2
Weight Density (kg/mm ³)	2.6e-006	2.49e-006
Tensile Elastic Modulus (MPa)	72390	86870
Ultimate Tensile Strength (MPa)	3447.4	4585
Ultimate tensile strain (mm/mm)	0.048	0.054
Thermal Expansion Coefficient-- Fiber direction (mm/(mm-deg_C))	5.00E-06	2.3e-006
Specific heat at constant pressure (J/(kg-deg_C))	804	737

Propiedades de aluminio 2024T3

PROPIEDADES DEL ALUMINIO 2024 T3

Densidad	2.77E-06 kg/mm ³
Modulo de Elasticidad	7.31E+07 kPa
Rason de Poisson	0.33
Resistencia a la Fluencia	3.45E+05 kPa
Resistencia a la Traccion	4.83E+05 kPa
Calor Especifico	9.62E+02 J/(kg*K)
Conductivida Termica	1.90E-01 W/(mm*K)
Coficiente de Expansi3n	2.25E-05 mm/(mm*K)

I.9 Programa De Entrenamiento De Johnson & Johnson

ETHICON ENDO-SURGERY, INC.

PROGRAMA DE ENTRENAMIENTO ENDO-TRAINER

El programa de entrenamiento tiene como objetivo la adquisición de habilidades manuales y de coordinación oculo motora de parte del cirujano, así como la familiarización con los diversos instrumentos que utilizará en la cirugía laparoscópica.

Este programa se encuentra dividido en cuatro sesiones de endotrainer, cada una con tiempo de práctica no menor de dos horas y una sesión por día para así lograr resultados óptimos en cada una de las fases del entrenamiento, finalizando con una práctica en animales que se llevará a cabo en el *Instituto de Cirugía Experimental de la Universidad Central de Venezuela*.

Las sesiones de Endotrainer se dividen de la siguiente manera:

PRIMERA SESIÓN - RUEDAS

Tiene como objetivo lograr coordinación oculo motora, mediante maniobras de agarre de pequeños elementos. En esta sesión se utiliza cámara fija y endotrainer, en el cual se aplica la técnica de inserción de trocares de 10/11 mm y 5mm, el uso adecuado de reductores y se familiarizará con el instrumental de agarre, graspers y pinzas de extracción.

Ejercicio:

- Introducir y extraer las ruedas en las puntillas ubicadas en los diferentes puntos de la base alternando ambas manos.
- Organización de las ruedas una encima de la otra, sin ayuda de la puntilla.
- Traspaso de las ruedas de un grasper a otro, sosteniéndolas en el aire.

Los ejercicios que se realizan en esta sesión deben repetirse consecutivamente hasta que se logre el dominio en la profundidad del campo visual y exactitud en las maniobras de agarre.

SEGUNDA SESIÓN - UVAS

En esta sesión se utiliza cámara fija, endotrainer, el instrumental de disección, disectores rectos y curvos, instrumental de agarre, grasper.

El objetivo de esta práctica es el de realizar maniobras de despegue de adherencias.

Ejercicio:

Se utilizan uvas con el fin de pelarlas, sin molerlas dejándolas lo más limpias posible, para ello puede utilizar las siguientes técnicas.

- a. Colocando la uva en uno de los clavos de la base, se procede a pelarlas usando los disectores.
- b. Dejando la uva libre en la base, se sostiene con un grasper y de esta manera pelarla.

TERCERA SESIÓN - POLLO

En esta sesión se utiliza cámara fija, endotrainer e instrumental de corte, de agarre y de disección.

El objetivo de esta práctica es el de adquirir habilidades de disección de colgajos finos mediante cortes en la piel del pollo.

Ejercicio:

Se utiliza una presa de pollo la cual es sostenida en el aire, por medio de los ganchos de agarre que posee el endotrainer.

Se procede a disecar la piel separando la grasa del músculo mediante movimientos finos, no por tracción.

De esta manera se logrará extraer el colgajo de piel limpio y completo.

CUARTA SESIÓN - ÉNDOTRAINER CON ENDOSUTURAS

Se utiliza laparoscopia completa, endotrainer, porta-agujas, endosuturas, endoknot y endoloups.

El objetivo de esta práctica es comenzar el uso y manejo de la cámara y el laparoscopia, dominar el uso de elementos de endosutura mediante la aplicación de técnicas de anudado intra y extracorpóreo.

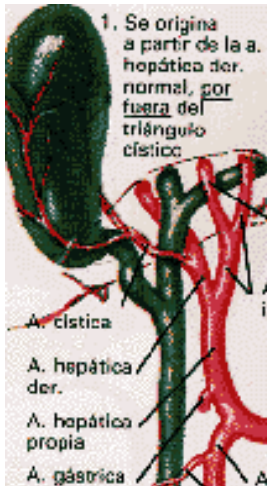
PRACTICA EN ANIMALES - CIRUGÍA EXPERIMENTAL

Esta práctica se realiza una vez se han concluido todas las sesiones del entrenamiento, se dispondrá de todo el material necesario para realizar cirugías en cerdos. Colecistectomía, Oforectomía o Cirugía Laparoscópica

I.10 Conductos Biliares y Complicaciones En La Vesícula

Conductos Biliares

Los conductos biliares comienzan en el hígado. Progresivamente se hacen más gruesos hasta formar, fuera del hígado, los troncos principales. El conducto hepático derecho recoge la bilis de lóbulo derecho hepático, y el conducto hepático izquierdo la del lóbulo izquierdo. La unión de los dos conductos forma un tronco más grueso, de unos 8 cm de largo y 10 mm de diámetro, llamado conducto común o colédoco. Este conducto termina en la segunda porción duodenal en la llamada papila de Vater. Esta papila tiene un músculo que hace de esfínter. El esfínter de Oddi. La bilis, una vez que llega al duodeno, facilita la digestión y la absorción de los alimentos.

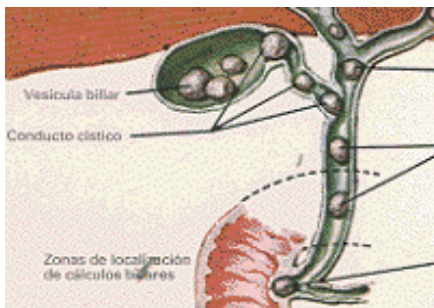


Colelitiasis.

Colecistitis crónica

La formación de cálculos biliares en la vesícula o sus conductos se denomina como colelitiasis.

Los cálculos se forman a partir de los elementos que componen la bilis. Colesterol y sales biliares principalmente. Esta enfermedad, la colelitiasis, es una de las enfermedades más frecuentes que padece la humanidad. Más frecuente entre las mujeres que tienen múltiples embarazos y están sobrealimentadas. En general la enfermedad se presenta a partir de los 40 años de edad.



En los países más ricos y mejor alimentados se calcula que el 20% de las mujeres de más de 50 años tienen cálculos en la vesícula biliar. Los cálculos permanecen durante años sin producir síntomas. Una vez que comienzan los síntomas, la historia natural de la enfermedad evoluciona presentando complicaciones, algunas de ellas graves. Los síntomas más importantes de las enfermedades de la vesícula biliar y sus conductos son: El dolor, la fiebre, a veces con escalofríos, y la ictericia. Es la forma más común. Se manifiesta por la llamada dispepsia, o malas digestiones, a veces único síntoma durante años, y el hepático.

La manifestación del cólico hepático es el dolor fuerte, de comienzo brusco y localizado en la parte derecha del abdomen. En general, se produce al colocarse un cálculo en el cuello de la vesícula y que impide la salida de la bilis.

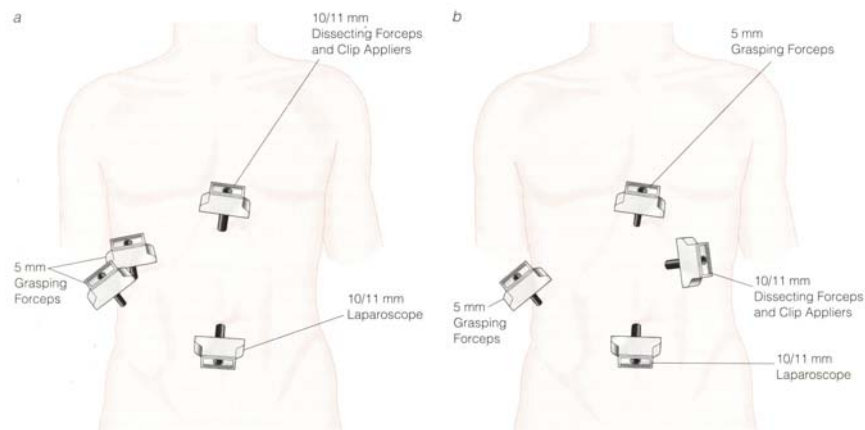
Colecistitis aguda

Complicación grave. Aunque existen colecistitis agudas sin cálculos, lo más común es que sea un cálculo que se coloca en el cuello de la vesícula. A diferencia con el cólico hepático, permanece enclavado. La bilis al no poder salir se infecta. La complicación más grave de la vesícula biliar es la rotura o perforación de la vesícula con la consiguiente peritonitis.

Coledocolitiasis

Los cálculos en el colédoco se pueden complicar originando pancreatitis y colangitis agudas. En la historia o evolución natural de los cálculos en la vesícula, el paso del cálculo al conducto común o colédoco, se presenta en un 10%. Un cálculo colocado en la vesícula, tiende a salir a través del conducto cístico y llega al colédoco. Este cálculo puede impedir el paso de la bilis al duodeno. El acumulo de bilis en el organismo produce ictericia o lo que es lo mismo pone la piel y los ojos de color amarillo.

I.11 Ubicación de Trocar Norteamericana y Europea para Colectomía Laparoscópica



I.12 Complicaciones Particulares de las Técnicas a Simular

A continuación se presenta un extracto de un trabajo de “Complicaciones de la Cirugía Laparoscópica” desarrollado en el Servicio de Cirugía General y Digestiva. Hospital Dr. Peset. Valencia. España.

Complicaciones de la Colectomía

- Lesión de la vía biliar principal.

Es sin duda la complicación más grave que se puede presentar al realizar una colecistectomía.

El mecanismo por el que se produce puede ser diverso, por lo que se exponen las causas más frecuentes:

1. Clipaje y sección total o parcial del colédoco. Esta complicación tiene lugar al traccionar excesivamente del cístico angulando el colédoco y colocando el clip de forma que se secciona la vía biliar principal en lugar del cístico, extrayendo un segmento del colédoco con la vesícula. En ocasiones el clip afecta la unión cisticocolédocal ocluyendo parcialmente la luz del colédoco. Otras veces se confunde en la disección el cístico con el colédoco distal, clipando y seccionándolo en su totalidad.

2. Hemorragia en el triángulo de Calot. El intento de hemostasia de forma incontrolada, sin buena visualización del vaso sangrante y con la colocación de innumerables clips, puede traer como consecuencia la oclusión total o parcial de la vía biliar.

3. Lesión con el electrocauterio. Se pueden producir zonas de necrosis o retracciones que condicionen posteriormente una estenosis de la vía biliar. Estas complicaciones pueden presentarse como bilomas, fístulas, ictericia, peritonitis, etc., dependiendo de la lesión causada, y que haya pasado desapercibida en el acto operatorio.

Estas complicaciones pueden presentarse como bilomas, fístulas, ictericia, peritonitis, etc., dependiendo de la lesión causada, y que haya pasado desapercibida en el acto operatorio.

Las lesiones de la vía biliar principal han supuesto desde la aparición de la era laparoscópica la mayor de las preocupaciones de los diferentes autores, unos para desprestigiar la técnica y otros para intentar que las cifras de dichas lesiones no sobrepasaran las consideradas como patrón en las grandes series de la cirugía laparotómica y que oscilan entre el 0,1 y el 0,5%. En las primeras series publicadas estas cifras eran superiores, pero descienden a porcentajes comparables con la cirugía tradicional en cuanto aumenta la experiencia de los cirujanos.

En nuestra experiencia con más de 1.800 colecistectomías, contabilizamos seis bilomas que han necesitado de drenaje percutáneo y dos lesiones de la vía biliar principal, diagnosticadas en el período operatorio y tratadas ambas con derivación biliodigestiva. En ambos casos el mecanismo de producción fue la excesiva tracción de la vesícula y el

acodamiento del colédoco. Se realizaron en los 2 casos colangiografías peroperatorias que demostraron la sección del colédoco.

Creemos que son varias las precauciones que tiene que tomar el cirujano para evitar las lesiones de la vía biliar. En primer lugar, hay que evitar la tracción hacia el diafragma y ejercerla lateralmente, con lo que el triángulo de Calot queda mejor expuesto. En segundo lugar, se deben identificar el cístico, la arteria y la vía biliar, con el fin de no clipar ninguna estructura que no haya sido reconocida. La realización de la colangiografía peroperatoria de forma sistemática, si bien no evita la lesión, sí ayuda a reconocerla y a poner remedio a la misma en el acto operatorio.

- Hemorragia.

Las dos causas más frecuentes de hemorragia en el transcurso de la colecistectomía laparoscópica son las lesiones de la arteria cística y el sangrado del lecho vesicular. Son complicaciones que suponen un importante trastorno en los comienzos, pero que son habitualmente superadas cuando el cirujano tiene experiencia. En ocasiones la hemorragia del lecho vesicular puede ser muy molesta, siendo el riesgo y la dificultad de hemostasia mayor en los pacientes cirróticos, por lo que se recomienda pegarse lo más posible a la pared de la vesícula aun a costa de producir pequeñas perforaciones de vesícula que no tienen mayor trascendencia, y que no obligan más que a un correcto lavado de los espacios subhepático y subfrénico.

Cuando la hemorragia es “en sábana” también como en la cirugía abierta es útil el bisturí de argón con terminal en bola. En caso de lesión de la arteria cística, se debe realizar una hemostasia de la misma con una pinza de forma temporal, de modo que permita el aspirado de la sangre y la perfecta visualización del vaso que vamos a clipar. Cuando la hemorragia se produce en el período postoperatorio inmediato la indicación de revisión quirúrgica se impone, comenzando por la vía laparoscópica que permite el lavado-aspiración de coágulos y sangre de la cavidad abdominal, finalizando una vez comprobado que no existe hemorragia activa con la colocación de un tubo de drenaje de silicona multiperforado.

- Cálculos olvidados.

Con relativa frecuencia se perfora la vesícula y los cálculos caen a la cavidad peritoneal, lo que implica tener que retirar éstos bien con el aspirador en caso de que sean de pequeño tamaño o mediante unas pinzas a través de las vainas de 10 mm, gesto que puede convertirse en complicado en caso de no visualizar fácilmente los cálculos. Por ello, en algunas ocasiones quedan en cavidad peritoneal cálculos que sólo de forma excepcional ocasionan problemas en forma de absceso.

- Coleperitoneo.

Hemos tenido 2 casos de coleperitoneo, uno diagnosticado en el tercer día del postoperatorio y otro diagnosticado más tardíamente tras una colecistectomía por colecistitis aguda; en ambos casos la evolución fue favorable. En el primer caso, el tratamiento fue la reintervención por vía laparoscópica, con lavado de cavidad, nuevas colangiografías transcísticas y tras comprobar la existencia de una fuga se drenó el espacio subhepático con un tubo siliconado, dejando la sonda utilizada para las colangiografías y extrayéndola por otra contravertura para la posterior comprobación de la vía biliar. El segundo caso se solucionó con drenaje percutáneo con control ecográfico, manteniéndose el débito de la fístula biliar durante 20 días.

Complicaciones de la cirugía del reflujo gastroesofágico y de la acalasia

Perforación del esófago.

Supone la complicación más grave, sobre todo si pasa desapercibida, y que puede poner en peligro la vida del enfermo. Su mecanismo de producción es diferente, por lo que creemos oportuna su descripción:

- Perforación con la bujía de dilatación.

En casos de esofagitis importante o por una incorrecta tracción sobre estómago, que produce una angulación esofagogástrica, por lo que la bujía no se desliza bien al interior del estómago. Esta lesión se produce casi siempre en la cara anterior y el cirujano se percata habitualmente de ella.

- Perforar el esófago al crear la ventana posterior.

Se produce por un error técnico al iniciar la disección posterior prácticamente sobre la pared esofágica; en esta ocasión es más fácil que la lesión no sea vista por el cirujano con lo que la sintomatología tendrá lugar en el período postoperatorio y revestirá una mayor gravedad.

- Perforaciones tardías.

Parecen tener relación, según la bibliografía, con pequeños desgarros de suturas del manguito a la pared del esófago.

Existen factores que facilitan la aparición de las lesiones del esófago como son la obesidad, las grandes hernias y la pequeña hemorragia que dificulta una buena visión del campo operatorio.

En nuestra experiencia (140 intervenciones sobre el hiato esofágico) hemos tenido una perforación. El mecanismo de la lesión fue instrumental, al pasar la bujía de dilatación en la paciente 26 de la serie (por tener la bujía la punta doblada por repetidas esterilizaciones con esta postura), tratada con una sutura y posterior funduplicatura, fue dada de alta sin problemas postoperatorios. Desde este caso todas las demás intervenciones han sido llevadas a cabo sin la colocación de bujía, sin que tengamos una mayor incidencia de disfagia ni estenosis, dado que se realiza la funduplicatura sin tensión y de unos 3-4 cm.

Cuando se diagnostica la perforación en el postoperatorio, con clínica de dolor abdominal, sepsis o distrés respiratorio, la mortalidad aumenta de forma alarmante, llegando a cifras del 17%.

Al igual que con las lesiones de la vía biliar en la colecistectomía laparoscópica, la mejor forma de evitar las complicaciones es la correcta disección de las estructuras y la identificación de las mismas. En este caso la identificación de los pilares y el inicio de la disección del borde posterior del esófago de forma progresiva de atrás hacia delante hasta la visualización de la pared esofágica nos prevendrá la posible iatrogenia.

Al consultar la bibliografía las cifras de perforaciones esofágicas ocurridas durante la cirugía laparoscópica no difieren de las publicadas en cirugía abierta, salvo cirujanos con series muy cortas.

Neumotórax.

El mecanismo de producción es al iniciar la liberación esofágica sin haber identificado el pilar izquierdo y su unión con el derecho, con lo que la disección se prolonga hacia arriba lesionando la pleura medistínica izquierda. Por lo general, no tiene mayor trascendencia, no teniendo que realizar la sutura de la pleura; un aumento de la presión de insuflación normaliza la situación, de no ser así el diafragma del lado lesionado desciende y empeora la visión. La correcta disección del pilar izquierdo evita este contratiempo. La realización una radiografía de tórax es obligatoria, y será la que nos informe sobre la necesidad de colocar un drenaje torácico. En nuestra casuística se contabilizan 5 lesiones pleurales, sin que haya existido la necesidad de drenar el tórax en ninguno de ellas.

Hematomas.

En los casos de grandes hernias en las que la disección del saco herniario es dificultosa, se pueden producir hematomas mediastínicos que nos obliguen a drenarlos en el período postoperatorio. En 2 casos de nuestra serie de 21 pacientes ocurrió esta complicación que fue resuelta por vía laparoscópica aspirando el hematoma y dejando un drenaje de Penrose. En los casos no se objetivó perforación del esófago con las pruebas diagnósticas practicadas, y el curso postoperatorio fue satisfactorio.

Lesiones esplénicas.

Es de destacar la ausencia de lesiones esplénicas en la cirugía laparoscópica del hiato esofágico, complicación no desdeñable en la cirugía laparotómica, y que obligaba a un número no deseable de esplenectomías. El motivo parece estar relacionado con la delicada disección del *fundus* gástrico y del clipaje de los vasos cortos con la mínima tracción sobre la cápsula esplénica. La utilización del bisturí ultrasónico favorece aún más la disección del *fundus* y la hemostasia de los vasos cortos.

Disfagia.

Se presenta en un número elevado de los enfermos en el período postoperatorio inmediato y desaparece espontáneamente en el transcurso de las 4-6 primeras semanas. Tres de nuestros enfermos han presentado una disfagia importante sin tener que realizar dilataciones para su solución, en el resto ligeras molestias al tragar ceden al mes y aparecen en un 70% de los casos.

Recidiva de la sintomatología.

El 92% de los enfermos nuestra serie se encuentran dentro de los grupos Visick I y Todos los pacientes han sido estudiados pre y postoperatoriamente con manometría, pHmetría y endoscopia.

La vía laparoscópica mejora los resultados a largo plazo la funduplicatura ya que facilita la realización de la técnica.

Las complicaciones en la cirugía de la acalasia son comunes a las del reflujo gastroesofágico salvo en el mecanismo de producción de las perforaciones del esófago. En este caso al realizar la miotomía de la pared esofágica el riesgo de perforación de la mucosa es mayor, pero con la visión que proporciona la óptica es sumamente difícil que pase desapercibida para el cirujano. Nosotros utilizamos una sonda con balón, que se hincha baja presión y pone de manifiesto las fibras musculares que han sido seccionadas, herniando la mucosa a través de la miotomía; en ningún caso debe utilizarse la electrocoagulación esta zona. En caso de perforación de la mucosa, que en nuestra serie de 30 enfermos ha sido en tres ocasiones, se procede a sutura de la misma con poliglicólico de 4/0 y aguja cilíndrica, confeccionando posteriormente la funduplicatura para evitar reflujo. En los 15 últimos casos la técnica de elección antirreflujo es la funduplicatura de 360°, que ha mejorado los resultados con menor número de pirosis y sin aumento de la disfagia.

Se convirtió a cirugía abierta en un enfermo por hemorragia del lóbulo hepático izquierdo por lesión con el separador que impedía una visión correcta y no cedió con maniobras de compresión. Un paciente del grupo con perforaciones presentó un absceso subfrénico izquierdo, demostrándose una pequeña fístula esofágica ciega, que se solucionó con un drenaje colocado por punción percutánea. Hemos tenido un caso de

neumotórax con neumomediastino que evolucionó satisfactoriamente sin necesidad de drenaje torácico, y que es realmente la única complicación propia del abordaje laparoscópico reflejada en nuestra casuística.

I.13 Especificaciones Técnicas De Dispositivos Hápticos De Immersion Corporation

Technical Requirements

The SDK supports Windows NT and Windows 2000. The Surgical Workstation connects to your computer through PCI interface cards. Sample code and demonstration programs are included.

Specifications

	Range	Peak/Continuous Output	Sensor Resolution
Insertion	170 mm	19.0 N/11.0 N	.008 mm
Pitch	100°	0.85 Nm/0.47 Nm	0.01°
Yaw	100°	0.85 Nm/0.47 Nm	0.01°
Handle Twist	180°	0.07 Nm/0.04 Nm	0.03°
Virtual Tip Twist	Continuous	N/A	0.7°
Handle Grip	20°	0.32 Nm/0.15 Nm	0.04°

Input Voltage 110-240 VAC
Footprint 300mm x 340mm

Includes:

- > Surgical Workstation Hardware
- > PCI Interface Cards
- > Software Development Kit
- > Power and Communication Cables

Optional Accessories:

- > Digital Foot Pedal
- > Pen Style Handles
- > Camera

Protected by one or more of the following United States patents: 5,623,582; 5,629,594; 5,769,640; 5,828,197 and patents pending

Software Development Kit (SDK)

Immersion provides an SDK that includes drivers that communicate with the PCI cards and handle the device kinematics so a developer can program in Cartesian space. Built in support has been provided to accommodate a tracked camera and different surgical tool tips. This software extends the virtual tool tips from the physical tool tips minimizing real collisions during normal operation.



Technical Requirements

The Virtual Laparoscopic Interface connects to a standard RS-232 serial port and comes complete with software drivers and documentation for rapid and easy integration into your medical simulation, pre-operative planning and visualization system, or other virtual reality environment. Development software is available for most operating systems including DOS, Win95, Win98, WinNT, SGI, SUN, and other UNIX workstations.

Specifications:

Motion	Range	Resolution
Pitch	140°	0.064°
Yaw	90°	0.064°
Insertion	7.9" (200mm)	0.0022" (.056mm)
Rotation	540°	0.26°
Handle	n/a	8 bits

Includes:

- > 5 Degrees of Freedom Tracking System for each of two instruments
- > Electronics Interface Module
- > 2 Sensored Instrument Handles
- > Software Development Kit (SDK)
- > Power Supply and Serial Cable

Accessories:

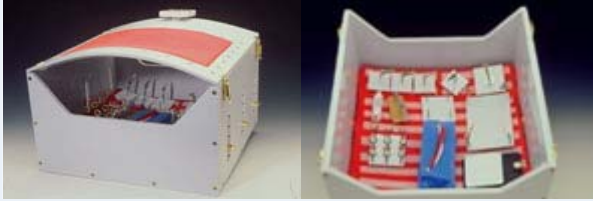






- > Digital Foot Pedal

Fast, Accurate, and Robust

The Virtual Laparoscopic Interface has a patented tracking system with latency of less than 1ms, resulting in update rates of 1000 times a second (1000 Hz). Its optical sensors provide you with noise-free data at angular resolution better than 0.064° and linear position resolution better than 0.0022" (0.05 mm). This tracking technology is immune to noise from broad spectrum sound, light, and electromagnetic sources.



I.14 Especificaciones Del Laparoscopy Training Simulator

		
	<p>This video training device allows for simulated laparoscopic manipulation under realistic conditions. It is easily transportable, with the general working dimensions of a distended abdomen. It is covered by a removable frame containing a resilient multi-layered membranous structure simulating the anterior abdominal wall. It has a flexible floor mat that can be selectively adjusted to various heights at three axial positions forming various floor configurations. The floor mat is formed with velcro strips for attachment to corresponding strips mounted on exercise platforms. The laparoscopic skill exercises are conducted on models that are either integral with or replaceably attached to the platforms.</p>	
	<p>A stop watch for measuring exercise time, external posts for practicing knot tying are provided. The camera lens assembly may be furnished by a camcorder mounted on a tripod to supply a stable and magnified view of any portion of the box's interior. The camera is also connected to a standard video recorder and monitor to permit review and analysis of the exercise manipulations. This arrangement makes the system affordable, transportable and easy to operate since it is not dependent on assembling equipment generally found in the operating room. The simulator may be also used with a standard laparoscope attached to a video camera, light source and monitor. The laparoscope is introduced through a primary cannula inserted through the simulated abdominal wall. Practice with the laparoscope requires an assistant to manipulate the scope; no assistant is needed when the camcorder is utilized.</p>	
		

Anexos II

TEORÍA DE CÁLCULO

Para la verificación de las cargas en los soportes se emplean las siguientes ecuaciones:

II.1 ESTÁTICA DE CUERPO RÍGIDO

II.1.1 Vector.

Se define como

$$R = R_x \cdot i + R_y \cdot j + R_z \cdot k \dots\dots\dots (1)$$

II.1.2 Reducción de un sistema de fuerzas dado a una fuerza y un par que actúa en un punto dado A.

La fuerza R es la resultante del sistema y se obtiene sumando las fuerzas que lo constituyen; el momento del par es el momento resultante del sistema y se obtiene sumando los momentos con respecto a un punto; por ejemplo A , de las fuerzas que lo constituyen.

$$\mathbf{R} = \sum \mathbf{F} \dots\dots\dots (2)$$

$$\mathbf{M}_A^R = \sum \mathbf{M}_i + (\mathbf{r} \times \mathbf{F})_i \dots\dots\dots (3)$$

donde el vector de posición \mathbf{r} se traza desde A hasta cualquier punto a lo largo de la línea de acción de \mathbf{F} .

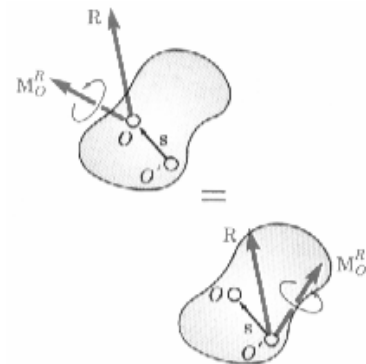


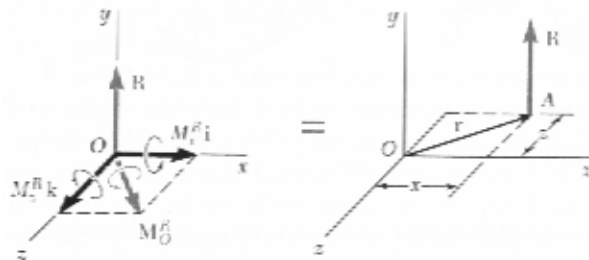
Figura II-1 Traslación de un sistema fuerza par desde un punto O hasta un punto O' .

II.1.3 Traslación de un sistema fuerza par desde un punto O hasta un punto O' .

Si después de que se había reducido a un sistema fuerza-par en el punto O se desea reducir un sistema de fuerzas dado a un sistema fuerza-par en un punto O' , no se necesita llevar a cabo el cálculo de los momentos de las fuerzas con respecto a O' . La resultante \mathbf{R} permanece inalterable y el nuevo momento resultante $\mathbf{M}_{O'}^{\mathbf{R}}$ se puede obtener sumándole a $\mathbf{M}_O^{\mathbf{R}}$ el momento con respecto a O' de la fuerza \mathbf{R} aplicada en O . Representando por \mathbf{s} el vector trazado desde O' hasta O , se escribe.

$$\mathbf{M}_{O'}^{\mathbf{R}} = \mathbf{M}_O^{\mathbf{R}} + \mathbf{s} \times \mathbf{R} \dots\dots\dots (4)$$

Figura II-2 Reducción de un sistema de fuerzas dado a una sola fuerza.



II.1.4 Reducción de un sistema de fuerzas dado a una sola fuerza.

Primero se reduce el sistema de fuerzas dado a un sistema fuerza-par en un punto conveniente O donde dicho sistema consta de la resultante \mathbf{R} y del vector de par $\mathbf{M}_O^{\mathbf{R}}$. Es posible reducir aún más al sistema a una sola fuerza sólo si la fuerza \mathbf{R} y el vector $\mathbf{M}_O^{\mathbf{R}}$ son mutuamente perpendiculares. Este es el caso para sistemas de fuerzas constituidos por fuerzas que son concurrentes, coplanares o paralelas. Entonces esta fuerza única que se desea encontrar moviendo \mathbf{R} hasta que su momento con respecto a O sea igual a $\mathbf{M}_O^{\mathbf{R}}$. Siendo formales, se puede escribir que el vector de posición \mathbf{r} trazado desde O hasta cualquier punto a lo largo de la línea de acción de \mathbf{R} debe satisfacer la ecuación.

$$\mathbf{r} \times \mathbf{R} = \mathbf{M}_O^{\mathbf{R}} \dots\dots\dots (5)$$

II.1.5 Equilibrio de cuerpo rígido.

Situación en la cual las fuerzas externas que actúan sobre un cuerpo rígido forman un sistema equivalente a cero. Entonces se tiene:

$$\sum \mathbf{F} = \mathbf{0} \dots\dots\dots (6)$$

$$\sum \mathbf{M}_o = \sum (\mathbf{r} \times \mathbf{F}) = \mathbf{0} \dots\dots\dots (7)$$

II.2 EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

II.2.1 Introducción al FEA.

El análisis por medio de elementos finitos (FEA) es una técnica de análisis ingenieril utilizada para simular el comportamiento de complejas estructuras para las cuales no existe una solución exacta. Aun cuando tuvo sus comienzos históricos en aplicaciones estructurales, la tecnología **FEA** se aplica actualmente en una variedad de áreas ingenieriles incluyendo flujo de fluidos, transferencia de calor, electromagnetismo y biomecánica.

La premisa básica del análisis por medio de elementos finitos es que si el problema es demasiado complejo para resolver, se divide en sub-conjuntos más pequeños cuya solución sea factible. Posteriormente, asumiendo que el comportamiento del modelo complejo puede ser aproximado por la suma del comportamiento de sus sub-conjuntos, se ensamblan todos los resultados de los elementos separados dentro de una solución global del problema.

El proceso crea un modelo matemático de un objeto físico en el cual se generan pequeños sub-conjuntos de formas regulares llamados *elementos*. Luego se analiza el comportamiento en puntos específicos llamados *nodos* que se localizan en los vértices y bordes de los elementos. La red de elementos y nodos se denomina *mall*.

El proceso de análisis de elementos finitos calcula las respuestas a características específicas en los nodos, utilizando la geometría del elemento y las propiedades del material conjuntamente con el efecto de las cargas y restricciones que actúan en el componente. Para el análisis de esfuerzos, la respuesta es el desplazamiento del nodo.

II.2.2 Simulación de Esfuerzos.

La simulación de esfuerzos es un tipo particular de análisis de por medio de elementos finitos denominado **análisis estático lineal**, el mas comúnmente utilizado de los análisis estructurales. Este resuelve deformaciones elásticas, esfuerzos, elongaciones y reacciones que resultan cuando se aplican cargas y restricciones a un objeto.

El término "**lineal**" significa que la respuesta analizada (esfuerzo o desplazamiento) esta linealmente relacionada a la fuerza aplicada.

El término "**estático**", significa que la fuerza no varia con el tiempo, o que la variación del tiempo es insignificante (y por ende despreciable con certeza).

El método de elementos finitos se puede dividir en varias etapas. En la fase inicial, se definen, a partir de la realidad física de la estructura, las características del modelo, tales como propiedades mecánicas, condiciones de borde, cargas aplicadas, tipo de análisis, y comportamiento de los materiales.

Una vez definidos estos parámetros, se procede a discretizar la estructura en porciones no intersectantes entre sí, denominadas elementos finitos, dentro de los cuales se interpolan las variables principales en función de sus valores en una serie de puntos discretos del elemento (nodos). Los elementos se conectan entre sí por nodos situados en sus contornos. A partir de este paso, es indispensable recurrir a una implementación en computador del método de los elementos finitos. Ello puede hacerse a partir de un programa desarrollado específicamente o un programa comercial. Luego de obtener la matriz de rigidez y el vector de cargas para cada elemento, se procede al ensamblaje de las matrices de rigidez y el vector de carga elementales en la matriz de rigidez global de toda la malla de elementos finitos (**K**) el vector de cargas sobre los nodos (**f**). El sistema de ecuaciones resultante

$$\mathbf{K} \cdot \mathbf{a} = \mathbf{f} \dots\dots\dots (8)$$

se resuelve para calcular los desplazamientos de todos los nodos en la malla (**a**). Una vez calculados los desplazamientos nodales (**a**) se pueden calcular las deformaciones y las tensiones en cada elemento, así como las reacciones en los nodos con movimientos prescritos.

Una vez obtenidos los resultados numéricos, sólo resta la interpretación y representación de los mismos, para lo cual suele hacerse uso de técnicas graficas.

II.2.3 Formulación Matricial de las Ecuaciones Básicas.

El elemento se define por ocho nodos i, j, k, l, m, n, o, p y por líneas rectas. Aproximando los desplazamientos u , por medio de la ecuación

$$u \approx \bar{u} = \sum N_i a_i^e = [N_i, N_j, N_k, \dots] \begin{Bmatrix} a_i \\ a_j \\ a_k \\ \vdots \end{Bmatrix}^e = N a^e$$

donde a_i son las incógnitas a determinar en los nodos y N_i son las funciones de interpolación. En el caso particular de la tensión en el espacio tridimensional:

$$u = \{u(x, y, z) \quad v(x, y, z) \quad w(x, y, z)\}$$

representa los movimientos en las tres direcciones de un punto cualquiera de un elemento e y:

$$a^e = \{u_i \quad v_i \quad w_i\}^e$$

los correspondientes desplazamientos en el nodo i . Las funciones $N_i, N_j, N_k, N_l, \dots$ han de escogerse de manera que al sustituir en la ecuación de aproximación en las coordenadas de los nodos se obtengan los correspondientes desplazamientos nodales, por lo que, por conveniencia, se toman los valores:

$$N_i(x_i, y_i, z_i) = 1 \\ N_i(x_j, y_j, z_j) = N_i(x_k, y_k, z_k) = 0$$

donde \mathbf{I} y $\mathbf{0}$ son la matriz identidad y la matriz nula, respectivamente. Una vez conocidos los desplazamientos para todos los puntos del elemento pueden determinarse las deformaciones (ε) en función de los desplazamientos. De forma matricial se puede escribir:

$$\varepsilon = \mathbf{S}u$$

donde \mathbf{S} define al operador lineal:

$$\varepsilon = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = \mathbf{S}u$$

Sustituyendo en la primera ecuación se tiene:

$$\varepsilon = \mathbf{S}N\mathbf{a} = \mathbf{B}\mathbf{a}$$

conocidas las funciones de interpolación $N_i, N_j, N_k, N_l, \dots$, es fácil obtener la matriz \mathbf{B} , que relaciona las deformaciones con los desplazamientos de los nodos.

$$B = \sum_{i=1}^n B_i = \sum_{i=1}^n \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} & \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} & \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial x} \end{bmatrix}$$

y B_i es la matriz de deformación del elemento para un nodo i . Las tensiones se relacionan con las deformaciones por medio de la ley de Hooke. Considerando además que el sistema puede tener tensiones residuales σ_0 y deformaciones iniciales ε_0 , la ecuación que describe este comportamiento es:

$$\sigma = D(\varepsilon - \varepsilon_0) + \sigma_0$$

donde D es la matriz de elasticidad que contiene las propiedades del material y σ es el vector de tensiones que se expresa como:

$$\sigma = \{\sigma_x \quad \sigma_y \quad \sigma_z \quad \tau_{xy} \quad \tau_{yz} \quad \tau_{xz}\}^T$$

para un medio isotrópico, la matriz D puede definirse en función de sus constantes usuales módulo de Young (E) y del coeficiente de Poisson (ν).

$$D = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix}$$

Si definimos \mathbf{q}^e como las fuerzas que actúan en los nodos, éstas deben equilibrarse con las tensiones en el contorno y las fuerzas distribuidas \mathbf{b} que actúan en el elemento, Estas fuerzas tienen el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal correspondiente, por tanto

$$\mathbf{q}_i^e = \{U_i \quad V_i \quad W_i\}^e \quad \text{y} \quad \mathbf{b} = \{b_x \quad b_y \quad b_z\}$$

para establecer la equivalencia estática entre las fuerzas nodales, las tensiones actuales en el contorno y fuerzas distribuidas, se impone un desplazamiento virtual arbitrario $\delta \mathbf{a}^e$ y se iguala el trabajo virtual de todas las fuerzas involucradas. El trabajo virtual efectuado por las fuerzas nodales es

$$\delta W = \delta \mathbf{a}^{eT} \mathbf{q}^e$$

El trabajo virtual interno por unidad de volumen efectuado por las tensiones y las fuerzas distribuidas es:

$$\delta \varepsilon^T \sigma - \delta u^T b = \delta a^{eT} (B^T \sigma - N^T b)$$

igualando estas dos expresiones e integrando sobre el volumen del elemento:

$$\delta a^{eT} q^e = \delta a^{eT} \left(\int_{V^e} B^T \sigma dV - \int_{V^e} N^T b dV \right)$$

Esto se cumple para cualquier desplazamiento virtual por lo que se puede escribir:

$$q^e = \int_{V^e} B^T \sigma dV - \int_{V^e} N^T b dV$$

Esta expresión es válida para cualquiera que sea la relación entre tensiones y deformaciones, y representa la ecuación de equilibrio para un elemento:

$$q^e = K^e a^e + f^e$$

donde se define la matriz de rigidez como:

$$K^e = \int_{V^e} B^T D B dV$$

y los vectores de carga asociados:

$$f^e = - \int_{V^e} N^T b dV - \int_{V^e} B^T D \varepsilon_0 dV + \int_{V^e} B^T \sigma_0 dV$$

Esta última expresión representa las fuerzas másicas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales.

Cuando se resuelve el problema en su totalidad las fuerzas internas se cancelan y es necesario considerar una carga por unidad de superficie, aplicada al sistema completo, por lo que el vector de fuerzas equivalentes toma la forma:

$$f = -\int_V N^T b dV - \int_A N^T t dA - \int_V B^T D \varepsilon_0 dV + \int_V B^T \sigma_0 dV$$

y la matriz de rigidez:

$$K = \int_V B^T D B dV$$

resultando la ecuación matricial clásica que es necesario resolver en cualquier análisis de elementos finitos:

$$K \cdot a = f$$

II.2.4 Consideraciones del Análisis Estático

II.2.4.1 Comportamiento Lineal.

La estructura exhibe un comportamiento lineal si su respuesta (por ejemplo esfuerzo) esta linealmente relacionada con las fuerzas aplicadas. Igualmente, al retirar las fuerzas aplicadas, la estructura retornara a su forma original no deformada.

II.2.4.2 Cargas estáticas.

Las cargas estáticas no se mueven, no varían con el tiempo y son aplicados lentamente. Por ende, no hay efectos dinámicos como el impacto. En realidad, la mayoría de las condiciones de carga son dinámicas por naturaleza ya que varían con el tiempo,

pero si la variación es lenta, puede asumirse que dichas cargas no resultaran en comportamientos dinámicos.

II.2.4.3 Materiales elásticos lineales.

La consideración de materiales elásticos lineales se refiere a que el esfuerzo es directamente proporcional a la elongación del material y que las cargas superan el punto de fluencia del mismo. Los materiales elásticos lineales también se presume que sean constantes (propiedades independientes de la temperatura), homogéneos (propiedades constantes en todo el volumen) e isotrópicos (propiedades idénticas en todas las direcciones).

II.2.4.4 Deformaciones pequeñas.

Se asume que las deformaciones que resultan de las cargas y restricciones aplicadas en la estructura son muy pequeñas en relación a las dimensiones de la propia estructura.

II.3 DISEÑO PARA DISTINTOS TIPOS DE CARGA

Es responsabilidad del diseñador asegurar que una pieza de máquina es segura para operar bajo condiciones susceptibles de ser previstas en forma razonable. Esto se logra realizando un análisis de tensión, ya sea en forma analítica o experimental, y comparando la tensión que se proyectó con una tensión de diseño. La *tensión de diseño* es el nivel de tensión que se permite observe la pieza bajo condiciones de operación.

La decisión en cuanto a qué tensión de diseño utilizar implica, cuando menos, considerar el tipo de carga en la pieza y el material con que se fabrica. El tipo de carga que aquí se considera es de tipo estática.

Es importante considerar la ductilidad del material, así como su resistencia y rigidez. Las diferencias en los modos en que fallan los materiales dúctiles y los quebradizos son, por demás, sorprendentes. Casi todas las piezas para máquinas se fabrican con materiales dúctiles, en particular si se les somete a cargas que generan fatiga, o bien, a choque o impacto. Los metales forjados, como el acero, aluminio y cobre son, por lo regular, dúctiles.

II.3.1 PREDICCIÓN DE FALLAS.

Al comparar la tensión real que se espera se genere en una pieza con la tensión que proyectaría alguna falla permite determinar *un factor de seguridad o factor de diseño, n*.

II.3.1.1 Teoría de falla por tensión normal máxima.

Esta teoría establece que un material presentará fractura cuando la tensión normal máxima (por tirantez o compresión) exceda la resistencia máxima del material. Se utiliza en situaciones que rara vez ocurren, por ejemplo, para materiales que se someten a tensión o compresión uniaxial exclusivamente. Las pruebas de tensión estándar y de compresión son ejemplos de este tipo de carga. Por tanto, cuando la pieza se utilice en realidad, el material debe sujetarse a la acción de una carga similar a la que señala esta teoría para hacer una proyección válida en lo que a fallas atañe.

II.3.1.2 Teoría de falla por tensión máxima por esfuerzo de corte.

Esta teoría establece que un material empieza a deformarse cuando la tensión máxima por esfuerzo de corte en una pieza que soporta carga excede la tensión máxima por esfuerzo de corte que se presenta en un espécimen que se somete a pruebas cuando se inicia la deformación. La magnitud de la tensión máxima por esfuerzo de corte equivale a la mitad de la tensión por tracción que se aplica. Por consiguiente, cuando se inicia la deformación, la tensión que se aplica es, por definición, igual a S_y . La tensión máxima por esfuerzo de corte correspondiente es $S_{s_y} = 0.5 \cdot S_y$. Se ha demostrado, por medio de experimentos, que la teoría de falla por tensión máxima debida al esfuerzo de corte resulta un poco conservadora para materiales dúctiles que se someten a cualquier combinación de tensiones normales y tensiones por esfuerzo de corte. Es, hasta cierto punto, fácil de usar, y los diseñadores recurren a ella con frecuencia para diseñar piezas que se van a fabricar con materiales dúctiles bajo la acción de cargas estáticas o tensiones normales inversas, por esfuerzo de corte o combinadas. No debe emplearse para tensiones variables.

II.3.1.3 Teoría de la distorsión de la energía.

Esta teoría, a la que en ocasiones se asigna el nombre *teoría de von Mises* o *teoría Mises-Hencky*, ofrece una proyección muy precisa de fallas en materiales dúctiles que se someten a la acción de cargas estática, tensiones combinadas, tensiones por esfuerzo de corte, o bien, tensiones normales inversas por completo. Requiere una definición del término tensión de von Mises que se indica mediante el símbolo σ' . Si las dos tensiones principales del círculo de Mohr¹ se denominan σ_1 y σ_2 , la tensión de von Mises es

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1 \cdot \sigma_2} \dots\dots\dots (9)$$

Así, la teoría de distorsión de la energía para fallas establece que la falla se origina cuando la tensión de von Mises excede la resistencia a punto cedente del material, esto es, cuando $\sigma' > S_y$,

II.4 FACTORES DE DISEÑO

El término *factor de diseño* es una medida de la seguridad relativa de un componente que soporta carga. Para denotar el factor de diseño, utilizaremos el símbolo n . En la mayor parte de los casos la resistencia del material con el que se va a fabricar el componente se divide entre el factor de diseño para determinar una *tensión de diseño*, σ_d que a veces recibe el nombre *tensión tolerable* o *tensión permisible*. Por consiguiente, la tensión real a la que se somete el componente debe ser menor que la tensión de diseño. Para algunos tipos de carga conviene más establecer una relación a partir de la cual el factor de diseño, n , se puede calcular a partir de las tensiones reales que se aplican y de la resistencia del material.

Con frecuencia el valor del factor de diseño o la tensión de diseño están regidos por organizaciones que establecen estándares como *American Society for Mechanical Engineers* (Sociedad Estadounidense para Ingenieros Mecánicos), la *American Gears Manufacturers Association* (Asociación Estadounidense de Fabricantes de Engranajes), el Departamento de Defensa de Estados Unidos, *Aluminum Association* (Asociación del

¹ Círculo de Mohr. Ver Diseño de elementos de maquinas por Robert L. Mott.

Aluminio) o el *American Institute of Steel Construction* (Instituto Estadounidense de Construcción de Acero). Para estructuras, los códigos de construcción locales o estatales prescriben, a menudo, factores de diseño o tensiones de diseño. Algunas empresas han adoptado sus propias políticas que especifican factores de diseño con base en experiencias previas bajo condiciones similares.

En el presente trabajo se utilizan los siguientes factores de diseño:

1. *Casos normales para estructuras o elementos de máquinas.* Material dúctil bajo condiciones de incertidumbre moderada en relación a propiedades del material, naturaleza de la carga, o grado en que es adecuado el análisis de tensión. Utilice $n = 3$.
2. *Estructuras estáticas.* Materiales dúctiles con alto grado de confianza en el conocimiento de las propiedades del material, magnitud de las cargas y grado en que resulta adecuado el análisis de tensión. Utilice $n = 2$.
3. *Estructuras estáticas.* Materiales quebradizos con alto grado de confianza en el conocimiento de las condiciones de operación. Utilice $n = 3$.
4. *Elementos de máquinas.* Materiales quebradizos con incertidumbre moderada acerca de las propiedades, cargas o análisis de tensión del material. Utilice $n = 4$ o mayor.
5. *Elementos de máquinas.* Materiales dúctiles con incertidumbre en relación a alguna *combinación* de propiedades, cargas, o análisis de tensión del material, en particular bajo condiciones de choque o carga por impacto. Utilice $n = 4$ o mayor.

II.5 MÉTODOS PARA CALCULAR FACTOR DE DISEÑO O TENSIÓN DE DISEÑO

Aquí se consideran nueve casos distintos con diferentes combinaciones de tipos de material (dúctil o quebradizo) y la forma en que se aplica carga. Es necesario poner atención a la base de resistencia para los distintos casos. Se utilizan los símbolos que se presentan a continuación:

S_u o S_{ut}	Resistencia máxima al esfuerzo por tracción
S_{uc}	Resistencia máxima a la compresión
S_y	Resistencia máxima a la fluencia o punto cedente

S_{sy} Resistencia máxima al esfuerzo de corte

II.5.1 Caso A: materiales frágiles bajo cargas estáticas.

Cuando la tensión real que se aplica, σ , es tensión simple o compresión en un sólo sentido, utilice la teoría de falla por tensión normal máxima. Como los materiales frágiles no se deforman, siempre deben aplicarse factores de concentración de tensión cuando se calcula la carga aplicada.

II.5.1.1 Caso A1: tensión por esfuerzo de tracción

$$\sigma_d = \frac{S_{ut}}{n} \dots\dots\dots (10)$$

II.5.1.2 Caso A2: tensión por compresión

$$\sigma_d = \frac{S_{uc}}{n} \dots\dots\dots (11)$$

II.5.1.3 Caso A3: tensión biaxial

Utilice el círculo de Mohr para determinar las tensiones principales σ_1 y σ_2 . Si ambas tensiones principales son de igual signo ya sea por esfuerzo de tracción o de compresión, utilice A1 o A2. Si son de signo distinto, utilice

$$\frac{1}{n} = \frac{\sigma_1}{S_{ut}} + \frac{\sigma_2}{S_{uc}} \dots\dots\dots (12)$$

Cualquiera que sean los factores de concentración deben aplicarse a las tensiones calculadas.

II.5.1.4 Caso C: materiales dúctiles bajo cargas estáticas

Aquí se hará un análisis de dos teorías relativas a fallas. La teoría de la falla por tensión debida a esfuerzo de corte es la más conservadora de las dos y, en alguna medida, es más fácil de usar. La teoría de la distorsión de la energía es la que prevé con mayor precisión las fallas inminentes.

II.5.1.4.1 Caso C1: teoría de la falla por tensión debida a esfuerzo de corte

La falla tiene lugar cuando la tensión máxima por esfuerzo de corte excede a la resistencia a punto cedente del material en esfuerzo de corte, S_{sy} . Determine la tensión máxima por esfuerzo de corte a partir del círculo de Mohr. Así

$$\tau_d = \frac{0,5 \cdot S_y}{n} \dots\dots\dots \text{Tensión de corte de diseño} \dots\dots\dots (13)$$

Usaremos $S_{sy} = 0,5 \cdot S_y$

II.5.1.4.2 Caso C2: teoría de la distorsión de la energía o de von Mises

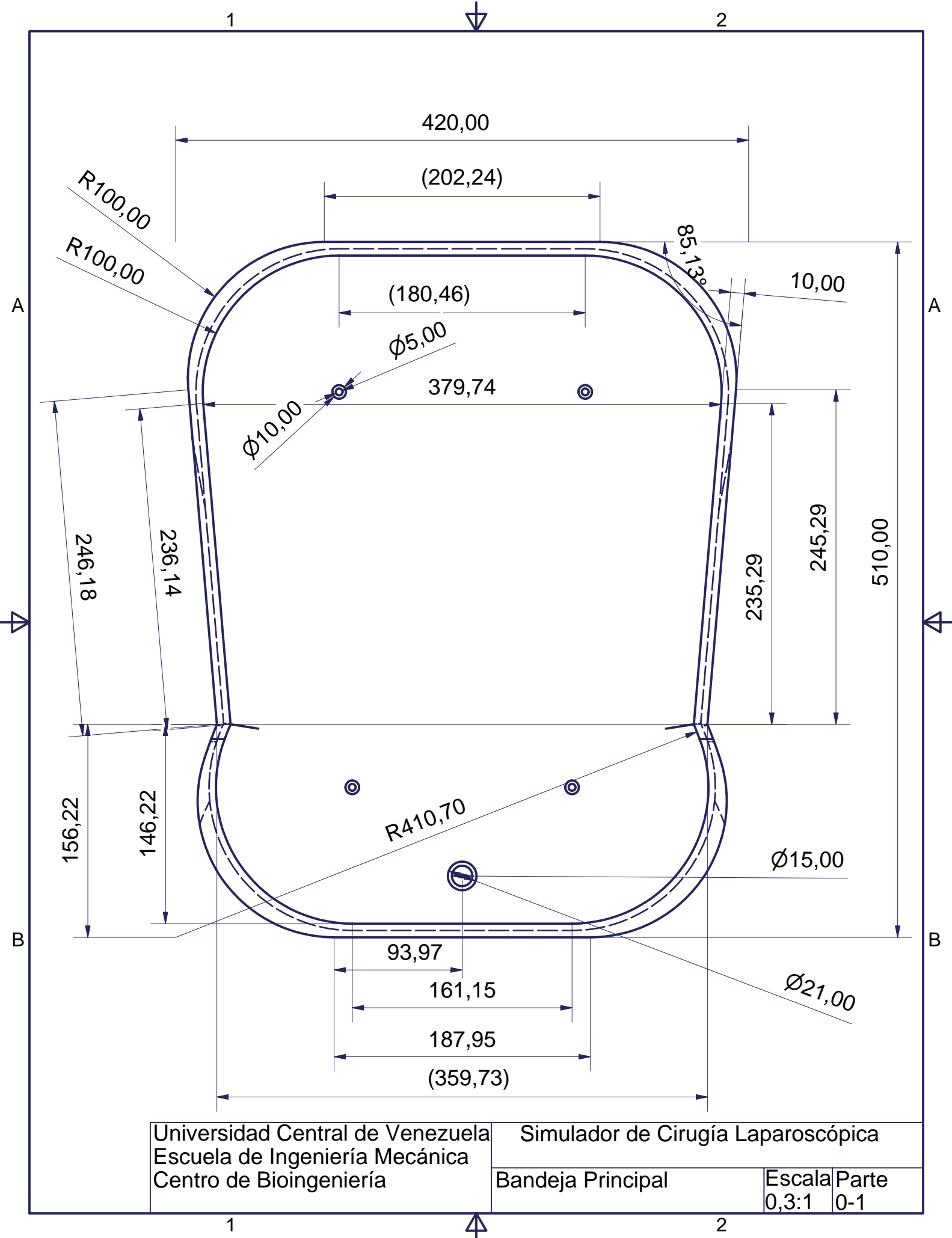
La falla se presenta cuando la tensión de von Misses, σ' , excede a la resistencia a punto cedente por tracción del material. En consecuencia, el factor de diseño se encuentra a partir de

$$\sigma' = \frac{S_y}{n} \dots\dots\dots (14)$$

La ventaja que ofrece esta teoría es que, además de constituir un previsor más preciso de fallas permite utilizar la resistencia a punto cedente por tracción para el análisis.

Para carga estática en materiales dúctiles no es necesario incluir un factor de concentración de tensión cuando se presentan discontinuidades geométricas. Si la tensión local en un punto de concentración de tensión alcanza la resistencia a punto cedente del material, éste, de hecho, cederá, lo cual provoca que se redistribuye la tensión y de nuevo llevará al nivel por abajo de la resistencia a punto cedente.

Anexos III
PLANOS PARA LA CONSTRUCCION



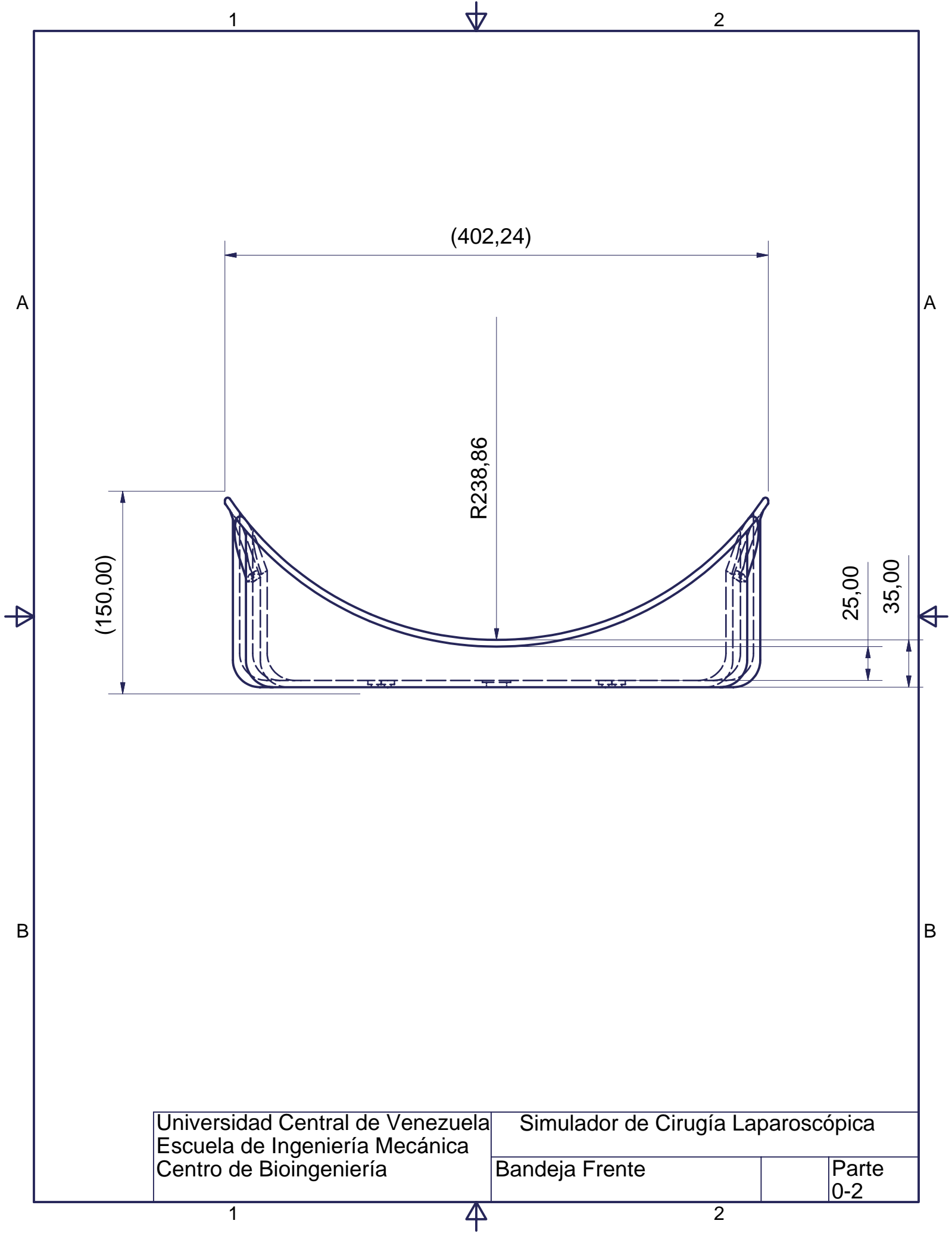
Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Bandeja Principal

Escala
0,3:1

Parte
0-1

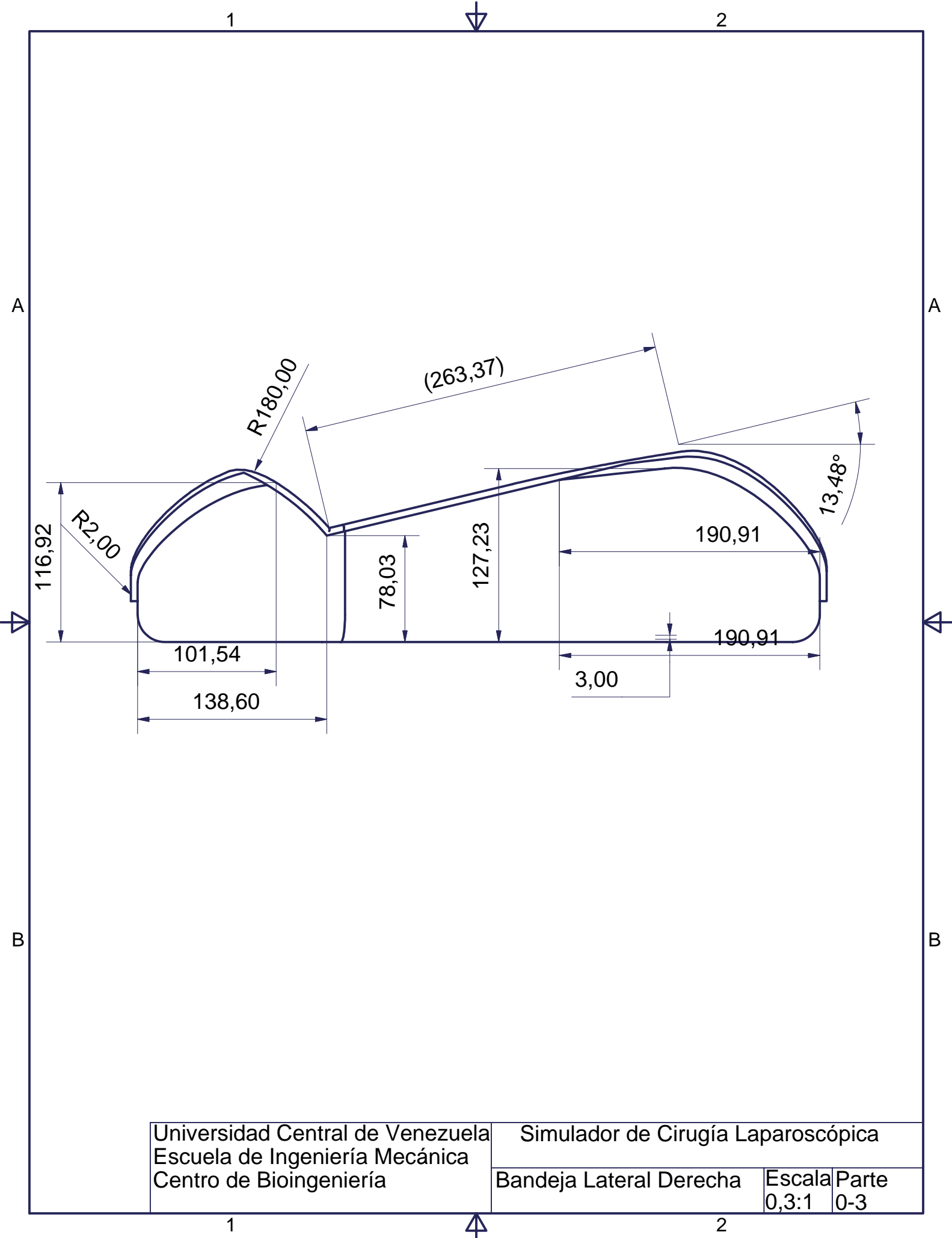


Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Bandeja Frente

Parte
 0-2



Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Bandeja Lateral Derecha

Escala
 0,3:1

Parte
 0-3

1

2

1

2

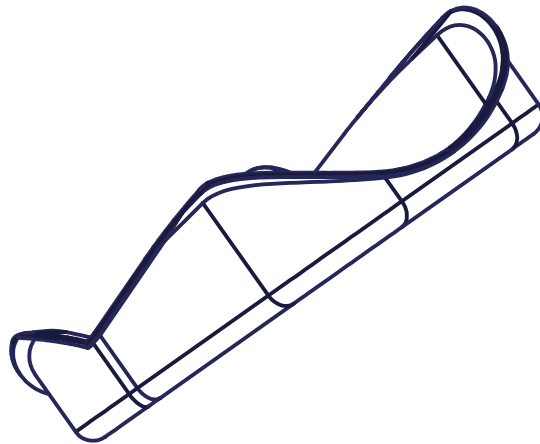


C

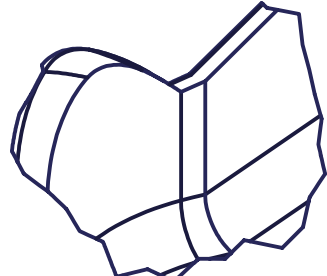
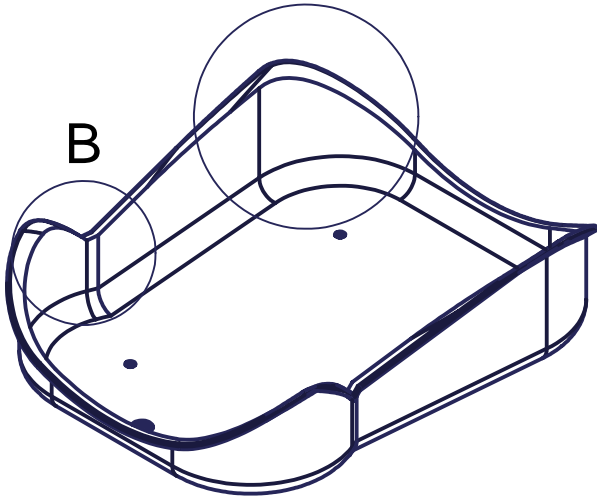
B

A

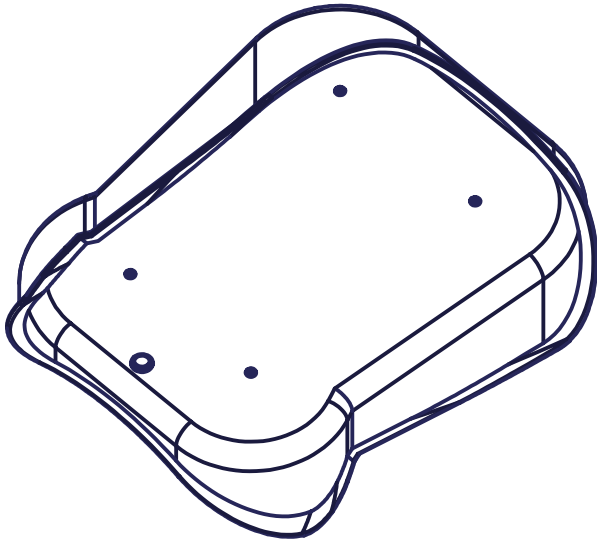
A



B (0,30 : 1)

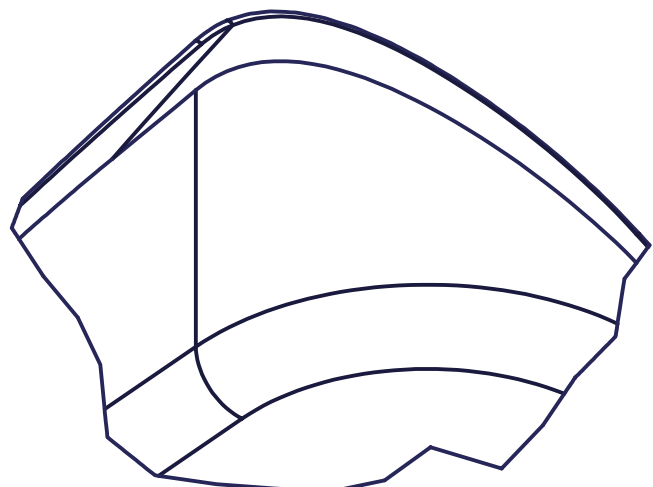


C (0,40 : 1)



B

B



Universidad Central de Venezuela
Escuela de Ingeniería Mecánica
Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Bandeja Isometrias

Escala Parte
0,14:1 0-4

1

2

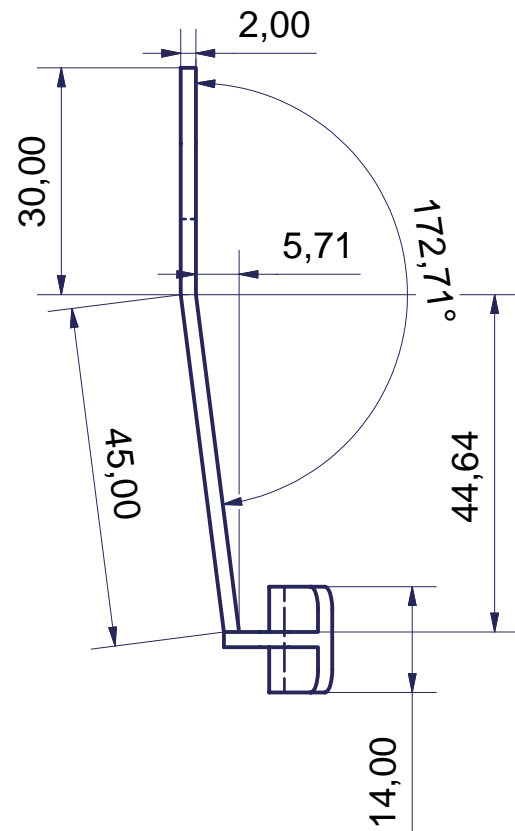
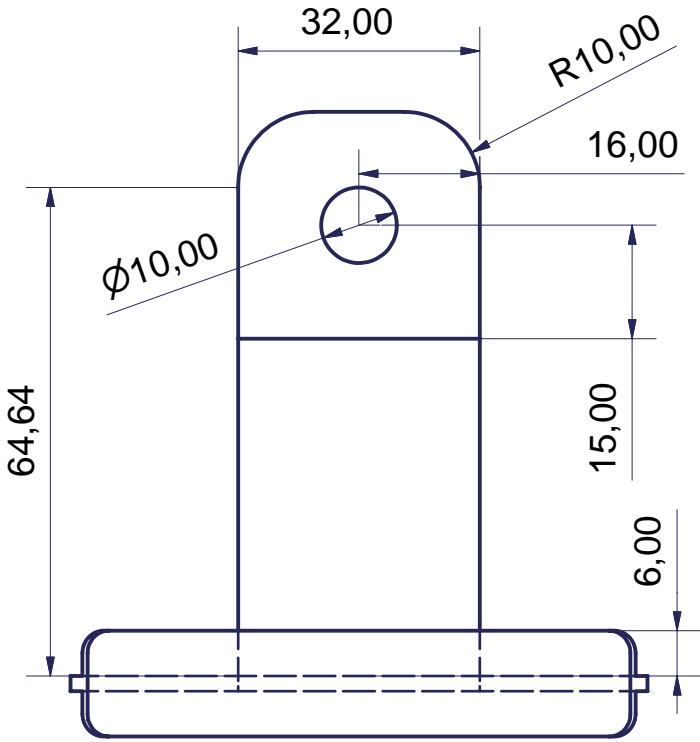


1

2

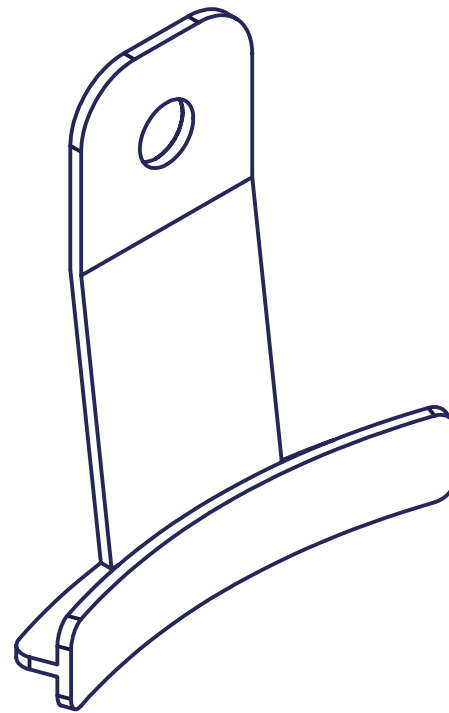
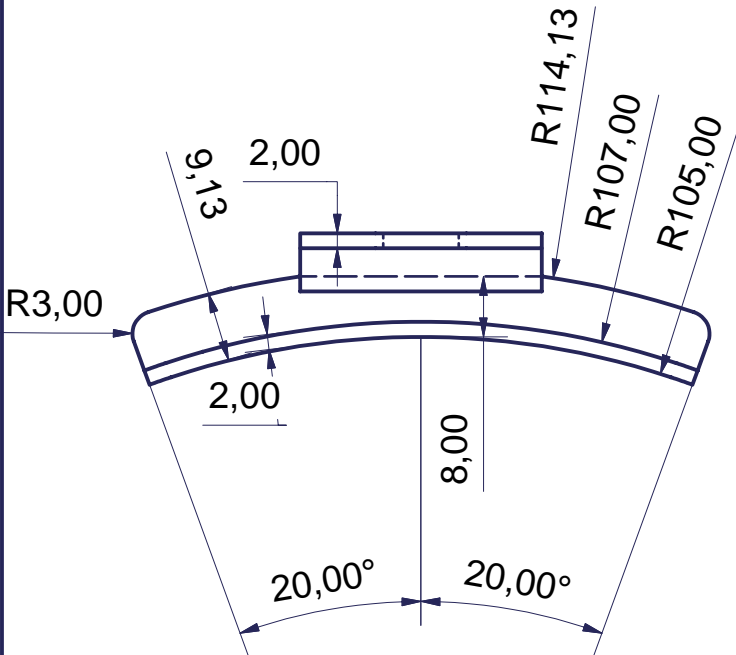
A

A



B

B



Universidad Central de Venezuela
Escuela de Ingeniería Mecánica
Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Soporte Base I

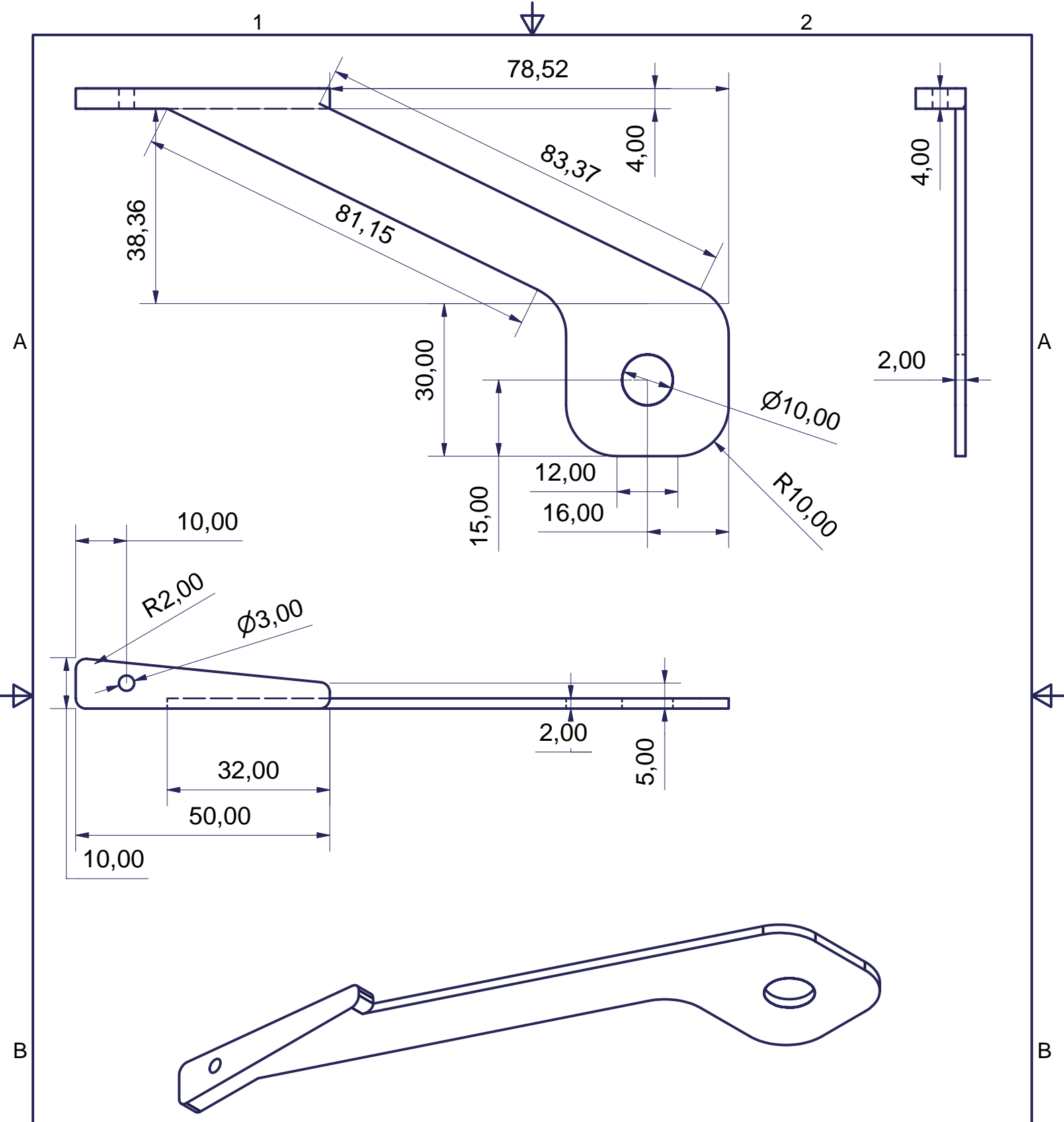
Escala
1:1

Parte
3-1

1

2

↑

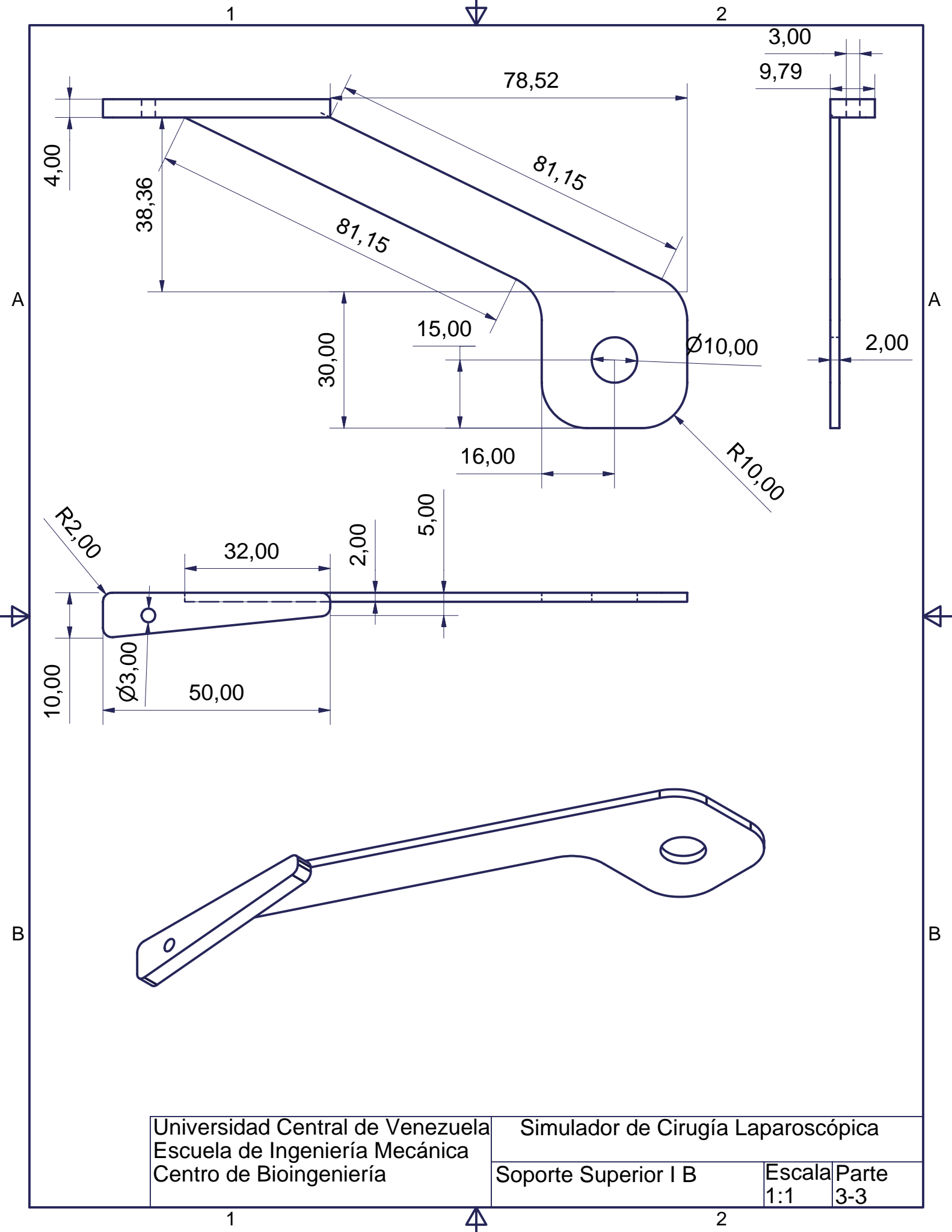


Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Soporte Superior I

Escala	Parte
1:1	3-2



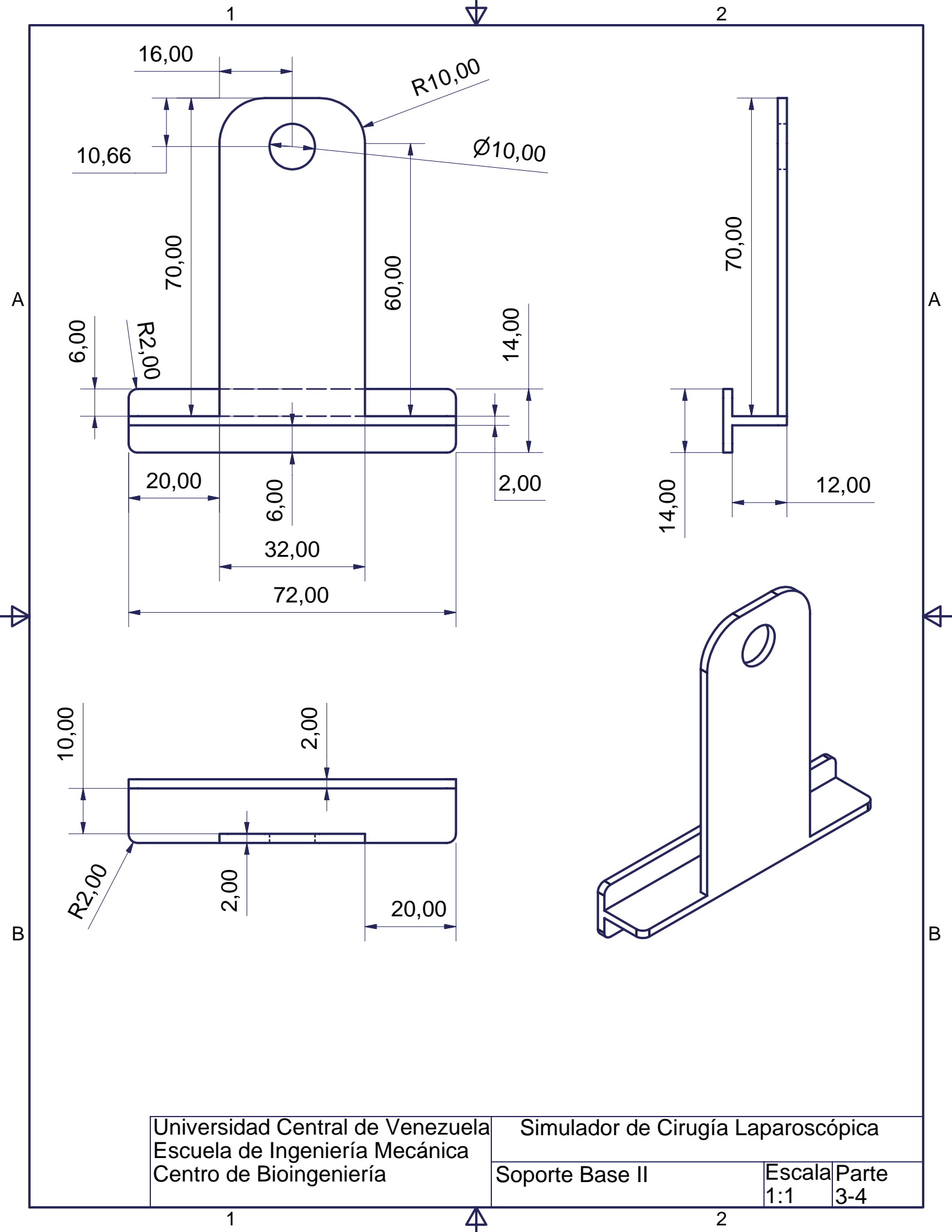
Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Soporte Superior I B

Escala
 1:1

Parte
 3-3



Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

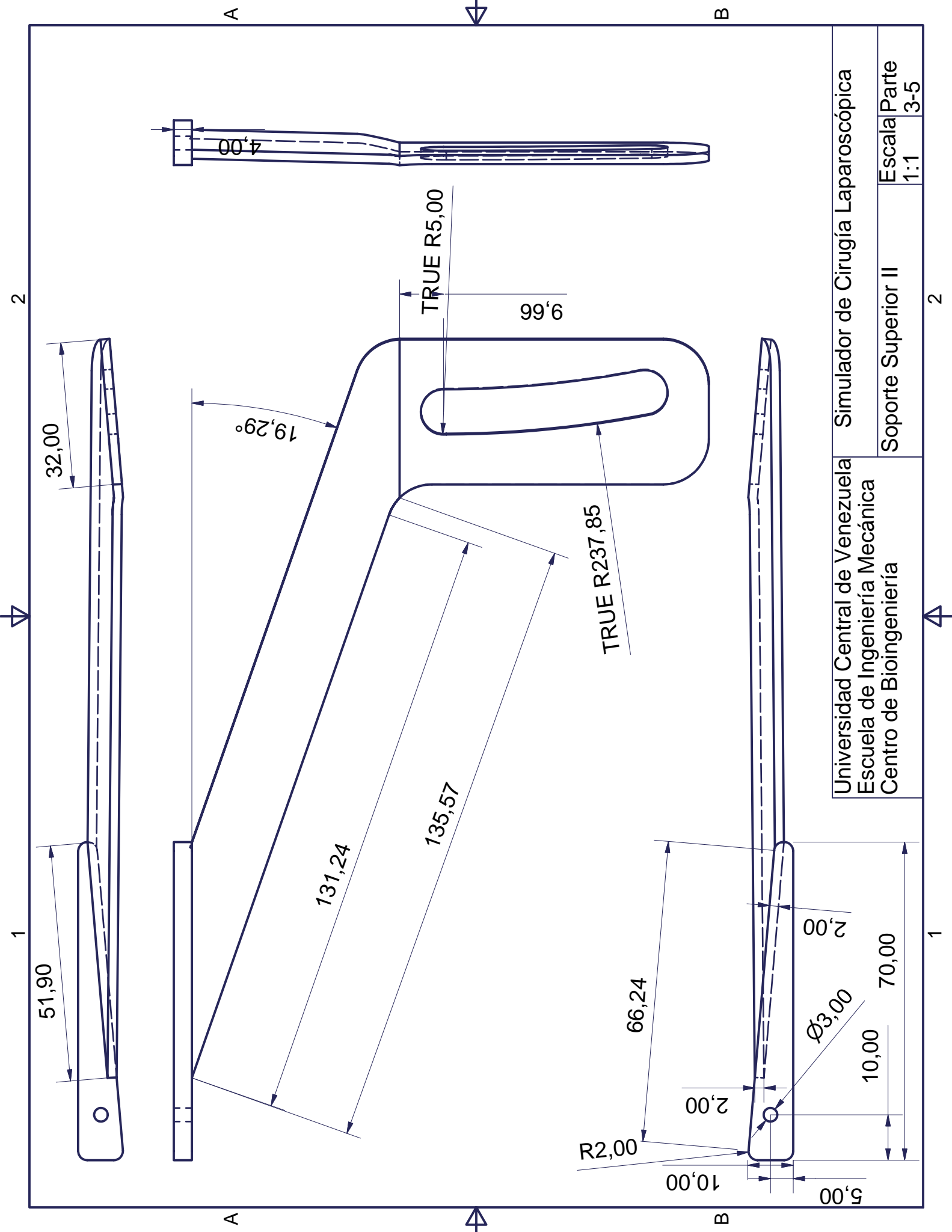
Soporte Base II

Escala
 1:1

Parte
 3-4

1

2



2

1

51,90

32,00

0



4,00

A

A

19,29°

131,24

135,57

TRUE R5,00

9,66

TRUE R237,85

66,24

10,00

2,00

B

B



2,00

Ø3,00

10,00

70,00

1

2

Universidad Central de Venezuela
Escuela de Ingeniería Mecánica
Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

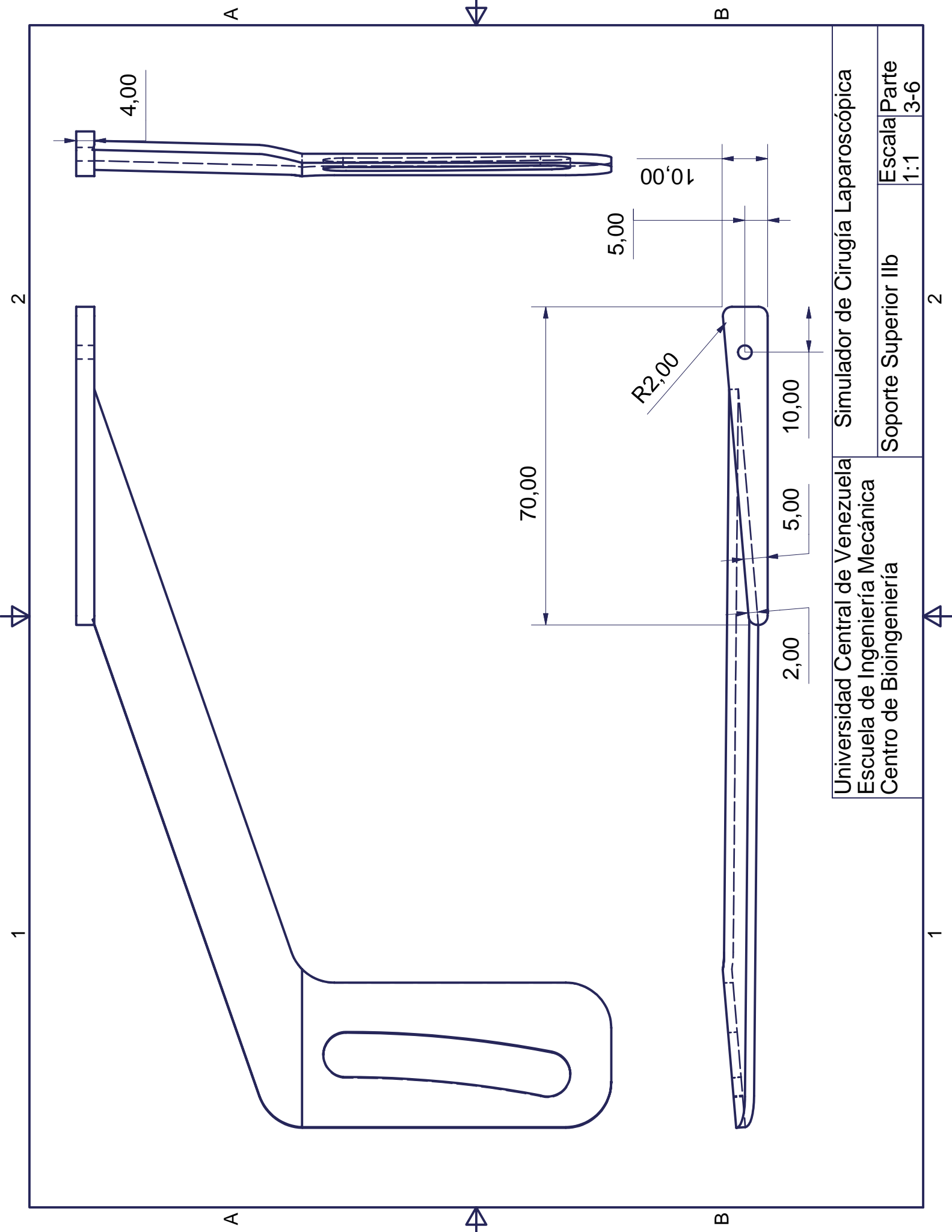
Soporte Superior II

Escala Parte

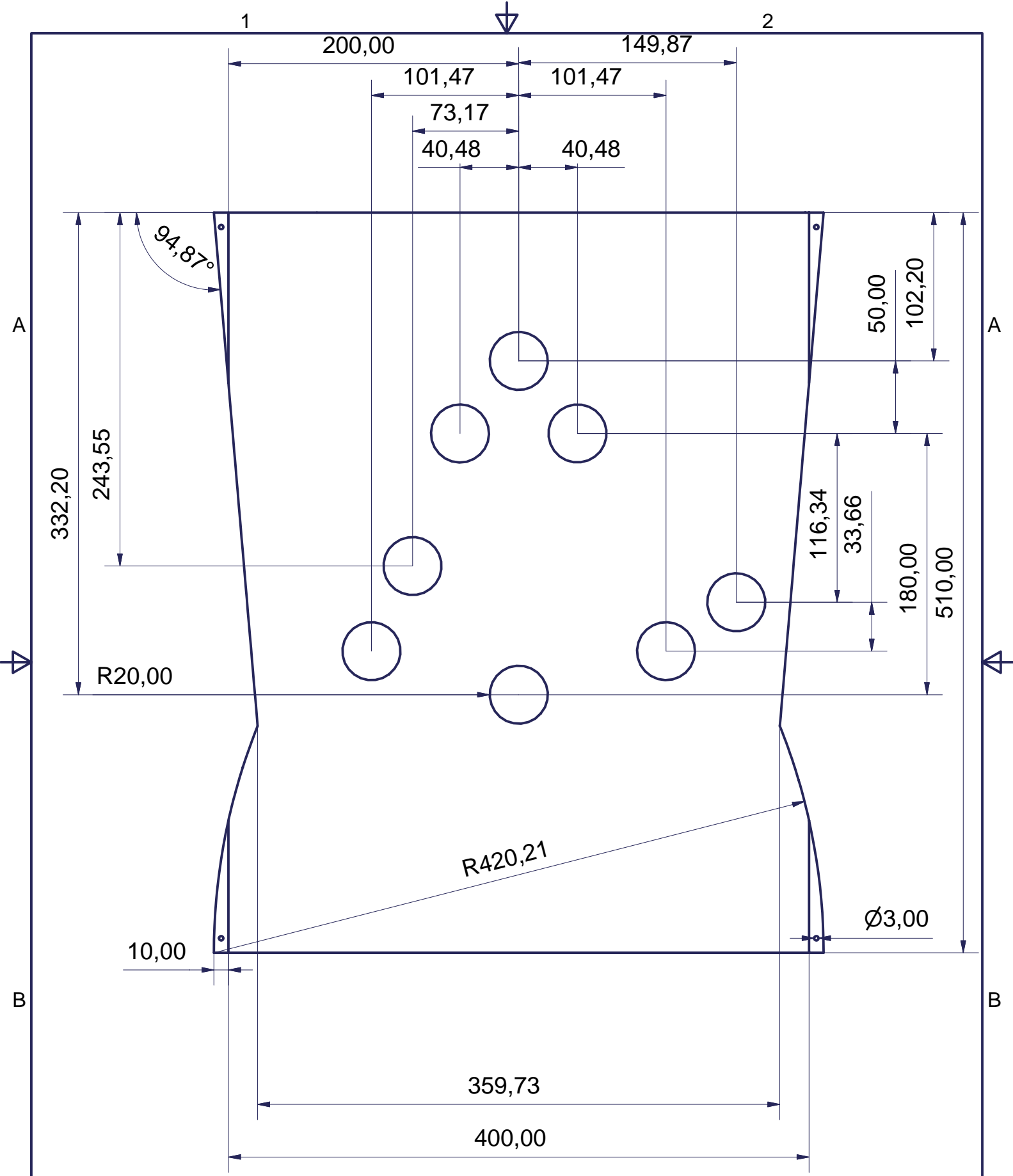
1:1

3-5

4



Universidad Central de Venezuela	Simulador de Cirugía Laparoscópica
Escuela de Ingeniería Mecánica	Soporte Superior IIb
Centro de Bioingeniería	Escala Parte
	1:1
	3-6



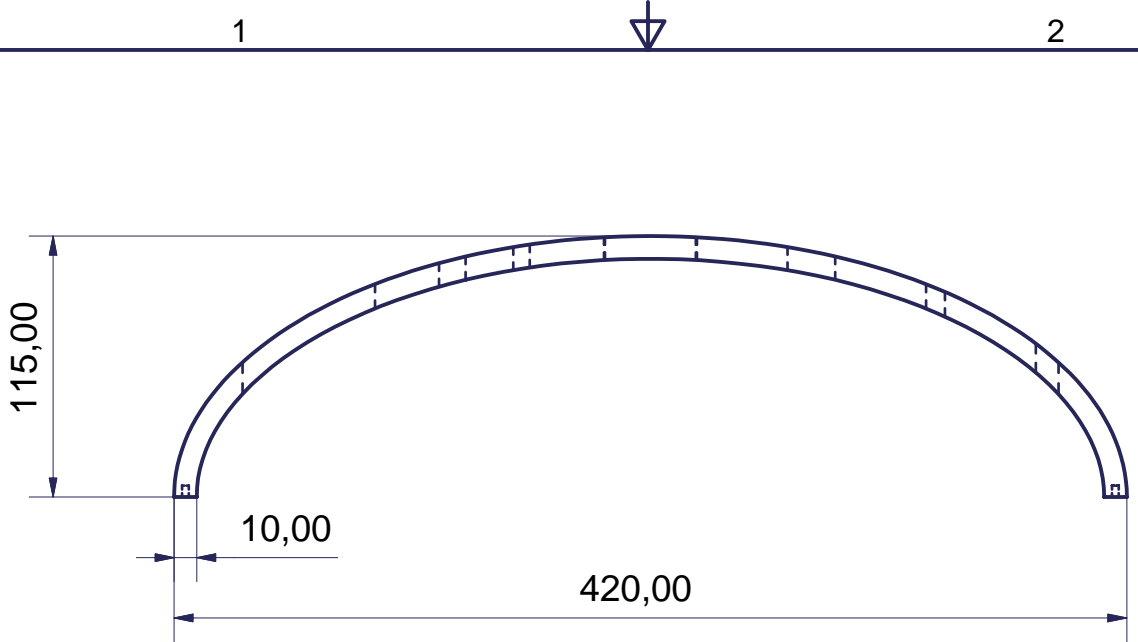
Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica
 Bandeja Principal Sólida
 Vista desde Piso a Cielo

Escala	Parte
0,3:1	0-6

1

2



Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Plantilla Principal

Escala
 0,3:1

Parte
 1-1

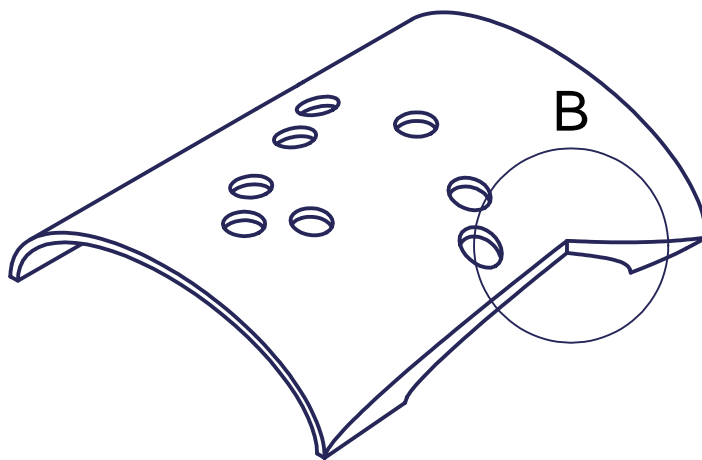
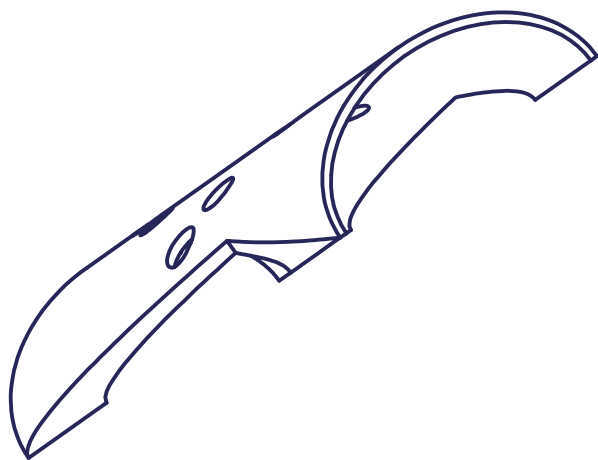
1



2

1

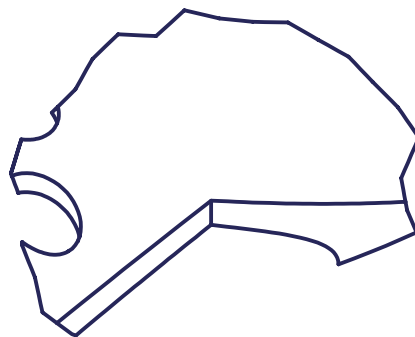
2



A

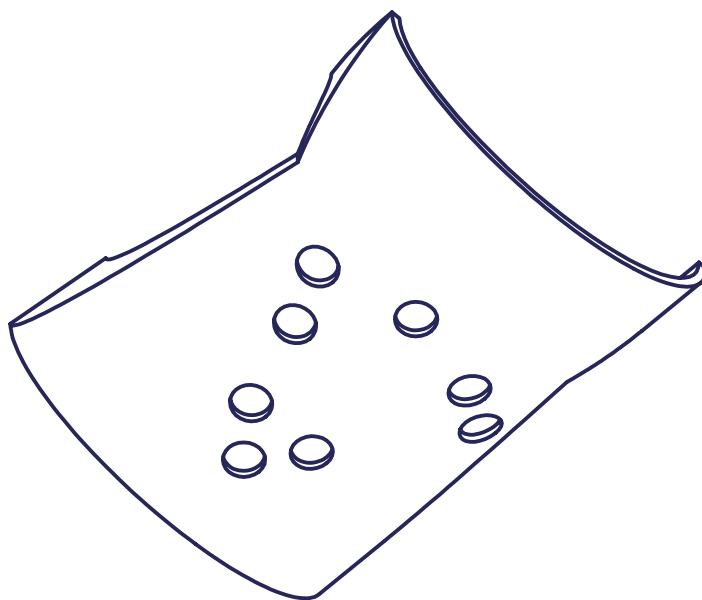
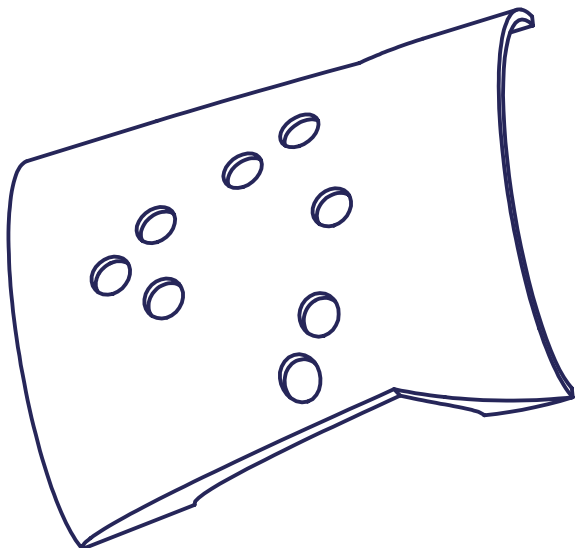
A

B (0,28 : 1)



B

B



Universidad Central de Venezuela
Escuela de Ingeniería Mecánica
Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Plantilla Isometrías y
detalle

Escala Parte
0,14:1 1-3

1

2

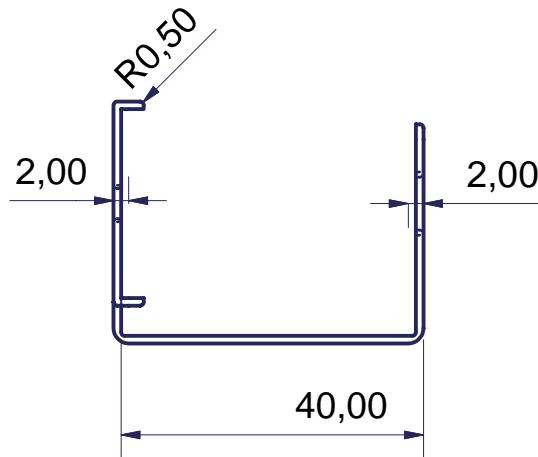
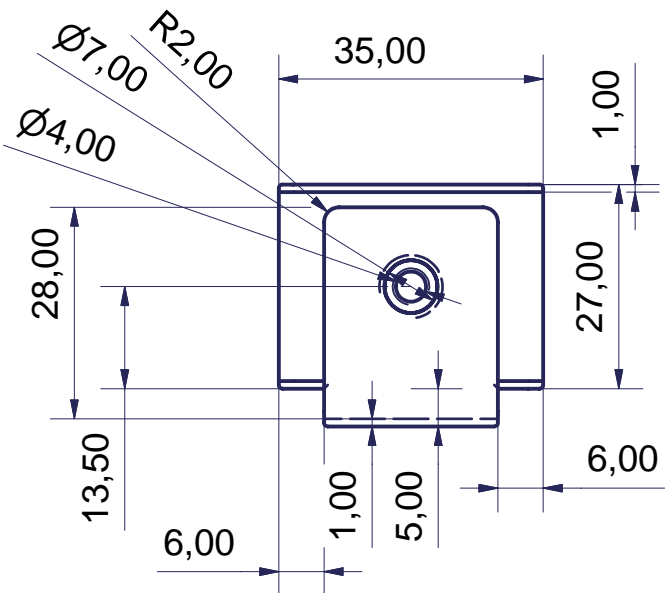


1

2

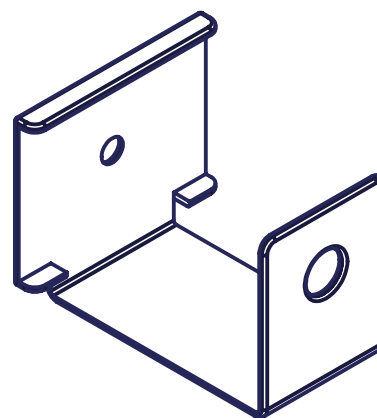
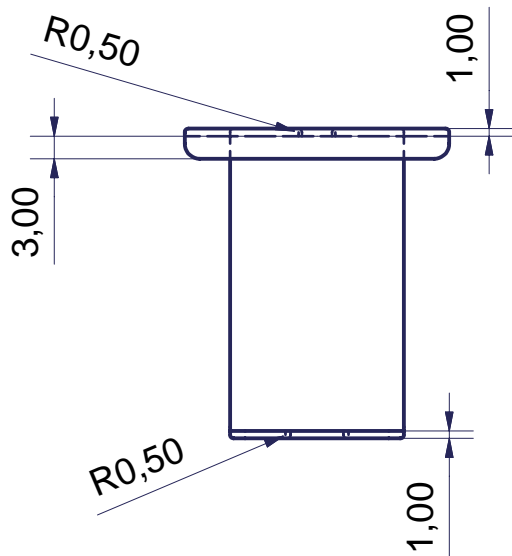
A

A



B

B



B

B

Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Sosten de goma I

Escala
 1:1

Parte
 2-1

1

2

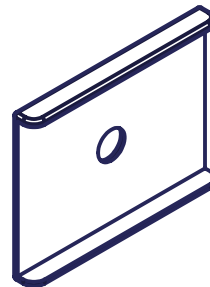
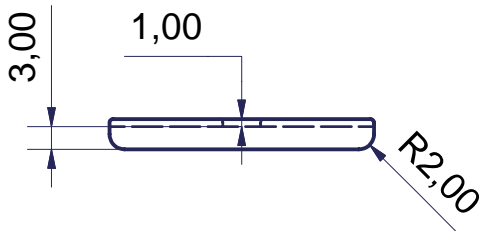
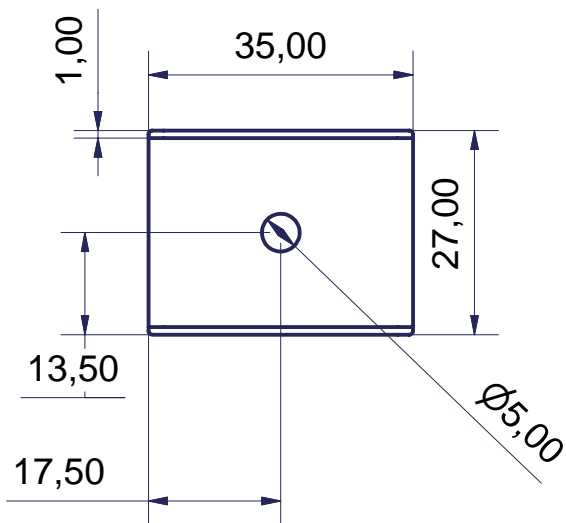


1

2

A

A



B

B

Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Sosten de goma II

Escala
 1:1

Parte
 2-2

1

2

1

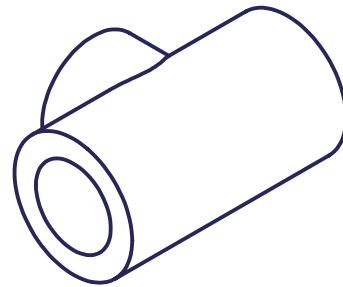
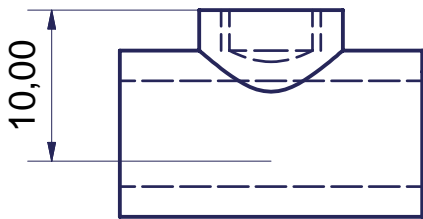
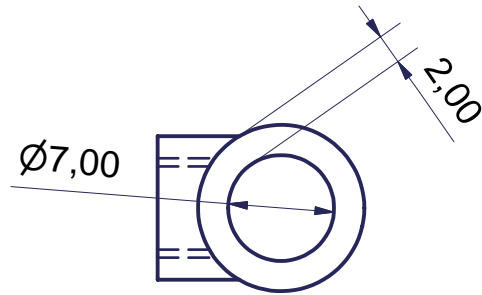
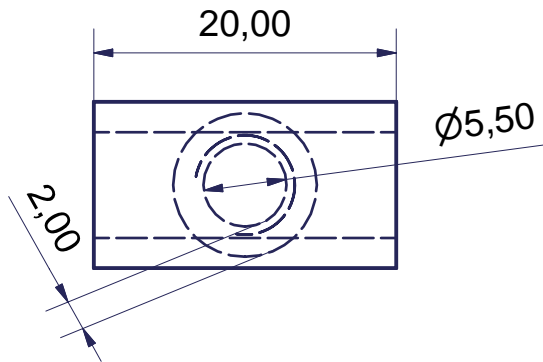
2

1

2

A

A



B

B

Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Sosten de tubo

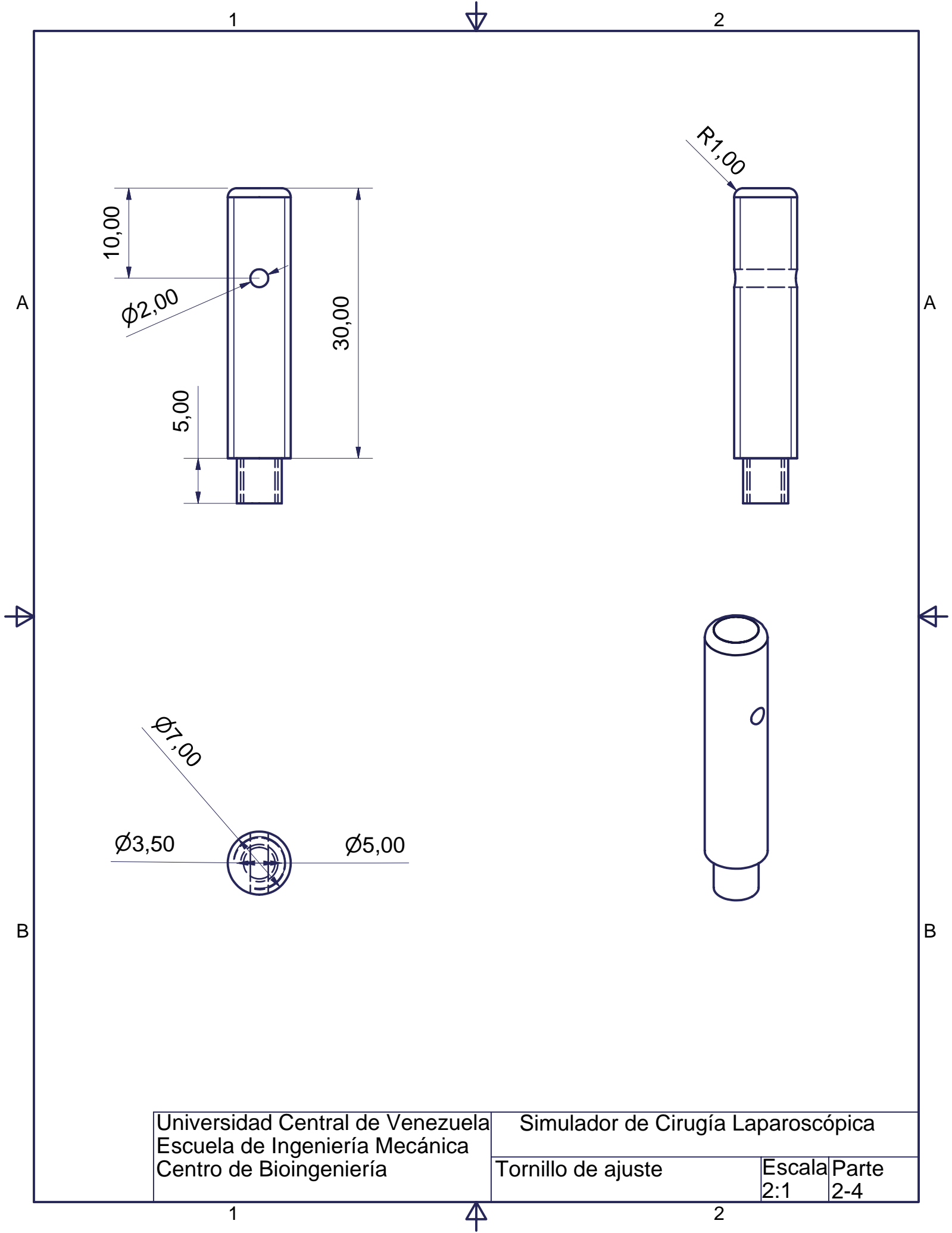
Escala
 2:1

Parte
 2-3

1

2





Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Tornillo de ajuste

Escala
 2:1

Parte
 2-4

1

2

1

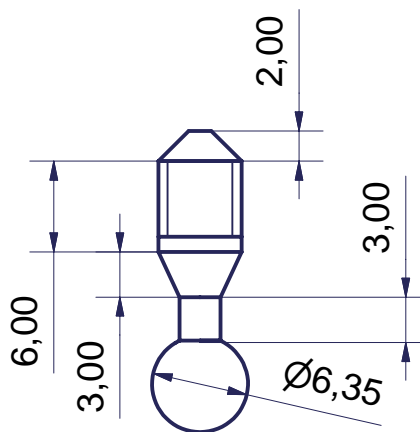
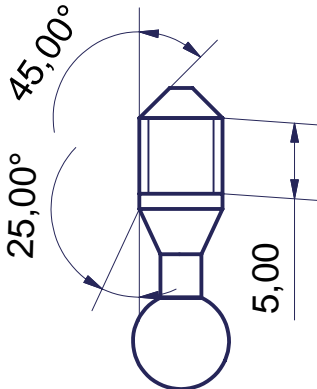
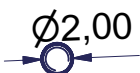
2

A

A

B

B



Universidad Central de Venezuela
 Escuela de Ingeniería Mecánica
 Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Clavija,
 Rótula

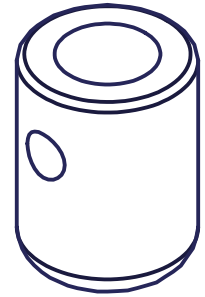
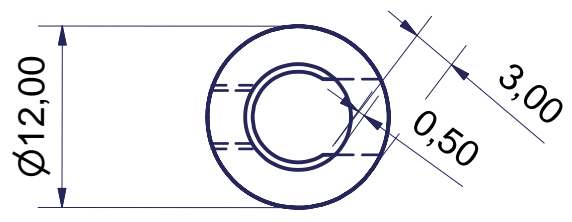
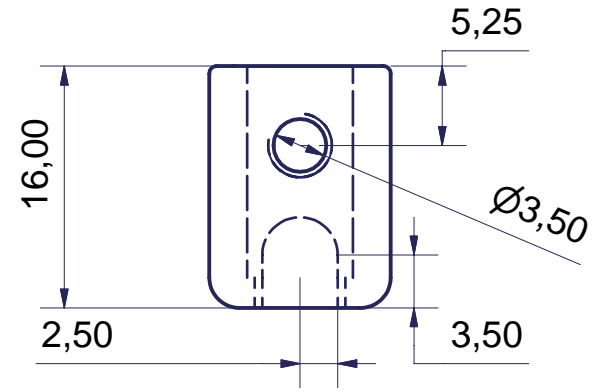
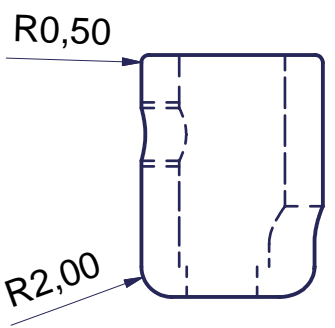
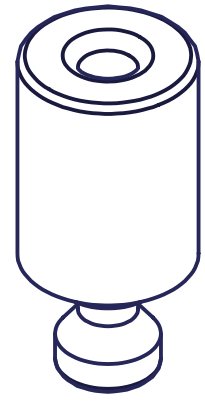
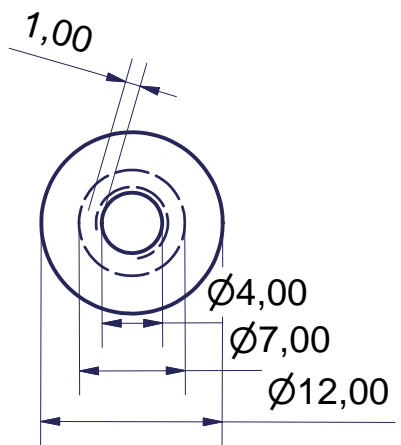
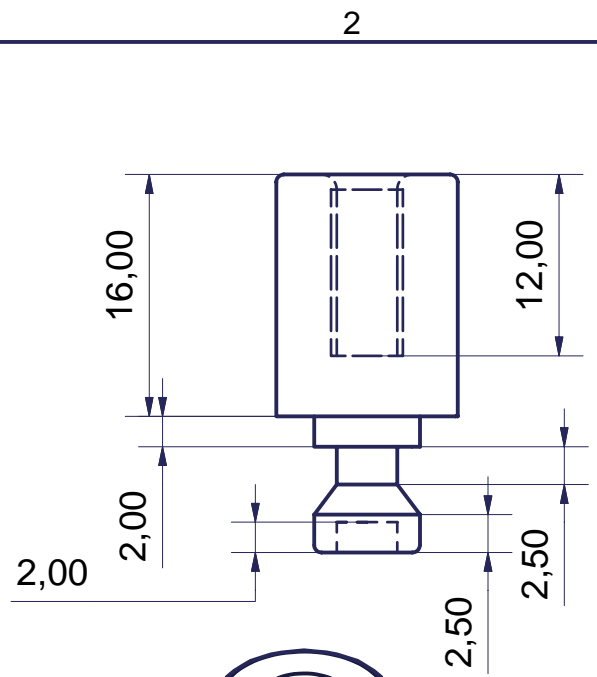
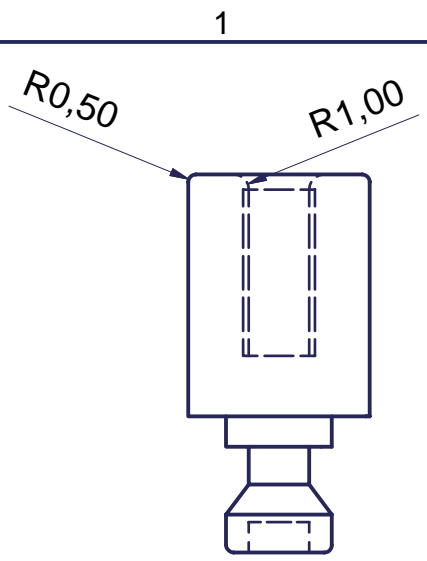
Escala
 2:1

Parte
 2-5

1

2

A



Universidad Central de Venezuela
Escuela de Ingeniería Mecánica
Centro de Bioingeniería

Simulador de Cirugía Laparoscópica

Sosten de Rotula I,
Sosten de Rotula II

Escala
2:1

Parte
2-6

1

2