



**FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y
URBANISMO**

**ESCUELA PROFESIONAL DE
INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA**

TESIS

**DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN MECANISMO
EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE
MIEMBRO SUPERIOR PARA PERSONAS ADULTAS
DE HASTA 100 KG**

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO
MECÁNICO ELECTRICISTA**

Autor:

Bach. Angeles Polo, Mario Yhamir

<https://orcid.org/0000-0002-2215-4655>

Asesor:

Mg. Vives Garnique, Juan Carlos

<https://orcid.org/0000-0003-0988-9881>

Línea De Investigación:

Infraestructura, Tecnología y Medio Ambiente

Pimentel – Perú

2022

**DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN MECANISMO EXOESQUELETO PARA
REHABILITACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR PARA PERSONAS ADULTAS
DE HASTA 100 KILOGRAMOS**

APROBACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

MG. ANGEL MARCELO ROJAS CORONEL

Presidente del jurado de tesis

MG. CARLOS ALEXIS ALVARADO SILVA

Secretario del jurado de tesis

MG. JUAN CARLOS VIVES GARNIQUE

Vocal del jurado de tesis

DEDICATORIA

A dios por darme la salud para poder culminar el proceso universitario, a mis padres y mis abuelas por enseñarme que con esfuerzo se logra lo que te propongas, también a mis familiares y amigos que me apoyaron incondicionalmente para poder cumplir mi objetivo de ser profesional.

AGRADECIMIENTO

A dios por permitirme cumplir una de mis metas en la vida la cual es ser un profesional, a los docentes que brindaron su tiempo, conocimientos y paciencia para seguir adelante en el proceso académico, a mis abuelas y mi hermano por ser los motivos de superación por el cual deseo salir adelante, y a mis compañeros de universidad por apoyarme cuando necesité de un mano.

Resumen

Esta tesis está enfocada en la rehabilitación de aquellas personas que poseen deficiencia de movilidad en el miembro superior, diseñando un mecanismo exoesqueleto para rehabilitación del miembro superior de personas de hasta 100 kilogramos, el cual se realizó con el software SOLIDWORKS después de haber calculado los esfuerzos máximos y los rangos de movimiento como los grados de libertad del mismo. Se plantea un material resistente con la capacidad de ser usado en impresión 3D y con la peculiaridad de encontrarse en el país a un precio accesible; y liviano para el mayor confort del usuario. Se opta por un diseño regulable para la mejor adaptación a los diferentes usuarios.

Palabras clave: Exoesqueleto, Mecanismo, Movimientos, SolidWorks.

Abstrac

This thesis is focused on the rehabilitation of those people who have mobility deficiency in the upper limb, designing an exoskeleton mechanism for the rehabilitation of the upper limb of people weighing up to 100 kilograms, which was carried out with the SOLIDWORKS software after having calculated the efforts maximum and the ranges of movement as the degrees of freedom of the same. A resistant material is proposed with the ability to be used in 3D printing and with the peculiarity of being in the country at an affordable price; and lightweight for greater user comfort. An adjustable design is chosen for the best adaptation to different users.

Keywords: Exoskeleton, Mechanism, Movements, SolidWorks.

INDICE

I	INTRODUCCIÓN	11
1.1	Realidad problemática.	11
1.2	Trabajos previos	18
1.3	Teorías relacionadas al tema	21
1.3.1	Discapacidad en el mundo.	21
1.3.2	Discapacidad en el Perú.....	22
1.3.3	Discapacidad motora.....	24
1.3.4	Fisiología del peruano	24
1.3.5	Biomecánica.	25
1.3.6	Cinemática de la extremidad superior	25
1.3.7	Topografía general del miembro superior	25
1.3.8	Articulación del hombro (fisiología).....	35
1.3.9	Robots usables.	36
1.3.10	Electromiografía: ¡Error! Marcador no definido.	
1.4	Formulación del problema.....	38
1.5	Justificación.....	38
1.5.1	Justificación económica	38
1.5.2	Justificación ambiental	38
1.5.3	Justificación social.....	38
1.5.4	Justificación técnica	38
1.6	Hipótesis	38
1.7	Objetivos.....	39
1.7.1	Objetivo general	39
1.7.2	Objetivos específicos	39
II	MATERIAL Y MÉTODOS	39
2.1	Tipo y Diseño de investigación	39
2.2	Variables, Operacionalización.....	39
2.2.1	Variables	39
2.3	Técnicas e instrumentos de recolección de datos, validez y confiabilidad	40
2.3.1	Técnicas de recolección de datos.....	40
2.3.2	Instrumentos de recolección de datos.....	40

2.4	Procedimiento de análisis de datos.....	40
2.5	Criterios éticos	40
III	RESULTADOS	43
3.1	Resultados en Tablas y Figuras.....	43
3.2	Discusión de resultados	43
3.2.1	Representación de estructura de funciones:	43
3.2.2	Desarrollo de la matriz morfológica:.....	44
3.2.3	Alternativas de solución:	45
3.2.4	Dimensiones del dispositivo:.....	46
3.2.5	Selección de material.....	48
3.2.6	Análisis de grados de libertad	53
3.2.7	Análisis estático de la estructura del mecanismo:	54
IV	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	67
4.1	CONCLUSIONES	67
4.2	RECOMENDACIONES	68
	REFERENCIAS	69
	ANEXOS	72

INDICE DE TABLAS

Tabla 1 Población total y con alguna discapacidad estimada, 2017	12
Tabla 2 Área de residencia, región, natural y sexo, 2017.	13
Tabla 3 Personas con discapacidad por sexo, según área de residencia, región natural y departamento, 2012	16
Tabla 4 Tabla de medidas de miembro superior en u adulto japonés.	24
Tabla 5 Músculos del hombro (Roldán Jimenez, 2017).....	26
Tabla 6 Longitud de Segmento	46
Tabla 7 Parámetros inerciales aportados por Clauser en 1969.....	47
Tabla 8 Pesos aproximados para los cálculos	47
Tabla 9 Selección de material	48
Tabla 10 Puntaje del Material	49

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Discapacidad en el Perú por sexo. Fuente: (INEI, 2012).....	23
Figura 2. Personas con discapacidad, por tipo de discapacidad para realizar sus destrezas diarias. Fuente (INEI 2012).....	23
Figura 3. Vista anterior de la extremidad superior. Fuente: (Noguera, 2015)	25
Figura 4 Clavícula y sus partes. Fuente: (García-Porreo, Hurlé & Benites Padilla, 2013).	29
Figura 5. Vista anterior de escápula. Fuente: (García-Porreo, Hurlé & Benites Padilla, 2013)	30
Figura 6 Vista posterior de escápula. Fuente: (García-Porreo, Hurlé & Benites Padilla, 2013)	30
Figura 7 Húmero y sus partes, Fuente: (García-Porreo, Hurlé & Benites Padilla, 2013) ...	32
Figura 9. Vista anterior y posterior de radio y cúbito, Fuente: (García-Porreo, Hurlé & Benites Padilla, 2013)	34
Figura 10. Grados de libertad del hombro, Fuente: (kapandji, 2006)	35
Figura 11. Movimiento de Flexoextensión del hombro, Fuente: (Kapandji, 2006).....	35
Figura 12. Movimiento de aducción, Fuente: (Kapandji, 2006)	36
Figura 13. Movimiento de abducción, Fuente: (Kapandji, 2006)	36
Figura 14. Prototipo con fajas y poleas	45
Figura 15 Prototipo con engranes y servomotores	45
Figura 16. Diagrama de cuerpo libre.....	55
Figura 17. diagrama de tensión y momento máximo	57

1 INTRODUCCIÓN

1.1 Realidad problemática.

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS, 2016) alrededor de 1,35 millones de personas mueren cada año a nivel mundial como consecuencia de accidentes de tránsito, siendo los accidentes de tránsito uno de las 10 principales causas de defunciones en el mundo en los últimos 15 años.

Sin embargo, todos los accidentes no terminan siempre con la defunción de una persona, algunas sufren unos traumatismos los cuales necesitan de terapia de rehabilitación para volver a recuperar el mayor porcentaje del movimiento, si el paciente es tratado dentro de los primeros 3 meses, tiene el 95% de probabilidad de recuperar las funciones de la extremidad afectada. (boehringer ingelheim, 2018)

Actualmente los países asiáticos tienen la delantera en el rubro de las rehabilitaciones con máquinas automatizadas, sin embargo, estos dispositivos son bastante costosos e imposible de alcanzar para algunas personas de escasa economía que sufren estos accidentes.

Con el avance de la tecnología han surgido dispositivos asistivos de esta categoría de fácil construcción y bastantes económicos, sin embargo, estos dispositivos tienen limitaciones como el peso de la persona tiene un límite, al igual que la estatura, dejando gran parte de la población que sobrepasa estos parámetros requeridos para la utilización de este tipo de mecanismo de lado. Sabiendo por la OMS (2016), más de 1900 millones de adultos de 18 o más años tenían sobrepeso, de los cuales, más de 650 millones eran obesos.

El Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), (2017) hizo una estimación en la cual hacen la proyección desde 1950 al 2050, se puede apreciar en la tabla 1

Tabla 1

Población total y con alguna discapacidad estimada, 2017

Población	Ambos sexos	Hombre	mujer
total	31526018	15939059	15886959
con discapacidad	1654953	822512	832441

Nota: La población con discapacidad se ha estimado en base a la tasa de prevalencia de 5.2% obtenida en la primera encuesta nacional especializada, 2012.

Tomado de INEI, (2017).

El Ministerio de Salud (MINSa), (2017) en el mismo año nos brindó la siguiente información, que se puede apreciar en la siguiente tabla la clasificación de personas discapacitadas, por sexo, región natural y área de residencia.

Tabla 2

Área de residencia, región, natural y sexo, 2017.

Área de residencia, región natural y sexo.	Total		Grupos de edad											
			De 0 a 14 años		De 15 a 29 años		De 30 hasta 64 años		De 65 a 74 años		De 75 a 84 años		De 85 a más años	
	N°	N°	N°	%	N°	%	N°	%	N°	%	N°	%	N°	%
Total				8.2		8.5		32.8		23.0		20.1		7.3
	1,574,857	129,526			134,123		517,189		361,956		317,305		114,758	
Hombre				10.0		10.2		31.7		22.0		19.6		6.5
	754,629	75,291			76,629		239,122		166,176		148,279		49,132	
Mujer				6.6		7.0		33.9		23.9		20.6		8.0
	820,228	54,235			57,494		278,067		195,780		169,026		65,626	
Urbana				7.3		7.9		32.5		24.4		20.5		7.3
	1,228,102	90,033			97,475		399,000		299,678		252,080		89,836	
Hombre				9.3		9.7		30.9		23.5		20.1		6.5
	583,473	54,217			56,645		180,570		136,914		117,408		37,719	
Mujer				5.6		6.3		33.9		25.2		20.9		8.1
	644,629	35,816			40,830		218,430		162,764		134,672		52,117	
Rural				11.4		10.6		34.1		18.0		18.8		7.2
	346,755	39,493			36,648		118,189		62,278		65,225		24,922	
Hombre				12.3		11.7		34.2		17.1		18.0		6.7
	171,156	21,074			19,984		58,552		29,262		30,871		11,413	
Mujer				10.5		9.5		34.0		18.8		19.6		7.7
	175,599	18,419			16,664		59,637		33,016		34,354		13,509	

Costa			7.3	7.6	31.9	25.2	20.7	7.2
Hombre	971,039	71,070	73,506	310,143	244,734	201,250	70,336	
	465,171	43,119	43,153	140,395	113,889	94,780	29,835	6.4
Mujer								
	505,868	27,951	30,353	169,748	130,845	106,470	40,501	8.0
Costa Urbana			7.1	7.4	31.8	25.6	20.8	7.3
Hombre	936,141	66,739	69,554	297,698	239,415	194,763	67,972	
	447,122	40,488	40,949	134,362	111,257	91,420	28,646	6.4
Mujer								
	489,019	26,251	28,605	163,336	128,158	103,343	39,326	8.0
Costa Rural			12.4	11.3	35.7	15.2	18.6	6.8
Hombre	34,898	4,331	3,952	12,445	5,319	6,487	2,364	
	18,049	2,631	2,204	6,033	2,632	3,360	1,189	6.6
Mujer								
	16,849	1,700	1,748	6,412	2,687	3,127	1,175	7.0
Sierra			8.5	9.6	33.5	19.6	20.8	8.1
Hombre	465,836	39,609	44,825	155,930	91,282	96,682	37,508	
	218,076	21,826	23,859	72,527	39,506	44,077	16,281	7.5
Mujer								
	247,760	17,783	20,966	83,403	51,776	52,605	21,227	8.6
Sierra Urbana			7.0	9.3	34.2	20.4	20.9	8.2
Hombre	212,702	14,942	19,800	72,748	43,465	44,349	17,398	
	97,624	9,169	10,596	32,553	17,698	20,277	7,331	7.5

Mujer			5.0	8.0	34.9	22.4	20.9	8.7
	115,078	5,773	9,204	40,195	25,767	24,072	10,067	
Sierra			9.7	9.9	32.9	18.9	20.7	7.9
Rural	253,134	24,667	25,025	83,182	47,817	52,333	20,110	
			10.5	11.0	33.2	18.1	19.8	7.4
Hombre	120,452	12,657	13,263	39,974	21,808	23,800	8,950	
Mujer			9.1	8.9	32.6	19.6	21.5	8.4
	132,682	12,010	11,762	43,208	26,009	28,533	11,160	
Selva			13.7	11.4	37.0	18.8	14.0	5.0
	137,982	18,847	15,792	51,116	25,940	19,373	6,914	
Hombre			14.5	13.5	36.7	17.9	13.2	4.2
	71,382	10,346	9,617	26,200	12,781	9,422	3,016	
Mujer			12.8	9.3	37.4	19.8	14.9	5.9
	66,600	8,501	6,175	24,916	13,159	9,951	3,898	
Selva			10.5	10.2	36.0	21.2	16.4	5.6
Urbana	79,259	8,352	8,121	28,554	16,798	12,968	4,466	
			11.8	13.2	35.3	20.6	14.7	4.5
Hombre	38,727	4,560	5,100	13,655	7,959	5,711	1,742	
Mujer			9.4	7.5	36.8	21.8	17.9	6.7
	40,532	3,792	3,021	14,899	8,839	7,257	2,724	
Selva			17.9	13.1	38.4	15.6	10.9	4.2
Rural	58,723	10,495	7,671	22,562	9,142	6,405	2,448	
Hombre			17.7	13.8	38.4	14.8	11.4	3.9
	32,655	5,786	4,517	12,545	4,822	3,711	1,274	
Mujer			18.1	12.1	38.4	16.6	10.3	4.5
	26,068	4,709	3,154	10,017	4,320	2,694	1,174	

Nota: Tomado de MINSA. (2017)

Además, realizaron la clasificación por departamentos del Perú, la cual se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 3.

Personas con discapacidad por sexo, según área de residencia, región natural y departamento, 2012

PERÚ: PERSONAS CON DISCAPACIDAD POR SEXO, ÁREA DE RESIDENCIA, REGIÓN NATURAL Y DEPARTAMENTO, 2012					
Área de residencia, región natural y departamento	TOTAL		SEXO		
	N°	N°	%	N°	%
Total			47.9		52.1
	1,575,402	754,671		820,731	
Urbana			47.5		52.5
	1,228,417	583,472		644,945	
Rural			49.3		50.7
	346,985	171,199		175,786	
Costa			47.9		52.1
	971,308	465,171		506,137	
Sierra			46.8		53.2
	466,067	218,117		247,950	
Selva			51.7		48.3
	138,027	71,383		66,644	
Amazonas			55.0		45.0
	13,626	7,496		6,130	
Ancash			49.4		50.6
	45,722	22,592		23,130	
Apurímac			47.3		52.7
	22,821	10,786		12,035	
Arequipa			47.1		52.9
	82,970	39,090		43,880	
Ayacucho			47.2		52.8
	31,777	14,995		16,782	
Cajamarca			46.6		53.4
	59,878	27,894		31,984	
Prov. Const del			48.7		51.3
Callao	60,251	29,362		30,889	
Cusco			48.5		51.5
	45,067	21,851		23,216	
Huancavelica			46.4		53.6
	22,916	10,627		12,289	
Huánuco			49.3		50.7
	39,261	19,352		19,909	

Ica			46.7	53.3
	41,999	19,613	22,386	
Junín			47.1	52.9
	45,622	21,503	24,119	
La Libertad			47.1	52.9
	71,939	33,855	38,084	
Lambayeque			49.7	50.3
	43,096	21,437	21,659	
Lima			47.6	52.4
	636,439	302,866	333,573	
Loreto			49.8	50.2
	31,963	15,922	16,041	
Madre de Dios			54.9	45.1
	4,788	2,628	2,160	
Moquegua			48.1	51.9
	11,519	5,539	5,980	
Pasco			47.4	52.6
	14,597	6,924	7,673	
Piura			49.1	50.9
	82,531	40,549	41,982	
Puno			45.8	54.2
	81,865	37,499	44,366	
San Martín			50.6	49.4
	30,707	15,547	15,160	
Tacna			49.7	50.3
	20,622	10,256	10,366	
Tumbes			49.0	51.0
	13,170	6,448	6,722	
Ucayali			49.6	50.4
	20,258	10,038	10,220	
Lima Metropolitana			47.6	52.4
	641,980	305,489	336,491	
Lima Provincias			48.9	51.1
	54,710	26,739	27,971	

Nota: Tomado de MINSA, (2019)

Con el conocimiento de la cantidad de personas con discapacidad en el país, y siendo el departamento de Lambayeque uno de los más afectados, es necesario desarrollar este diseño para apoyar a las personas con capacidades económicas limitadas. Por lo tanto, es necesario cubrir la necesidad con el desarrollo de un mecanismo para rehabilitación de brazo para personas con sobrepeso, ya que son los miembros superiores muy importantes y permiten manipular distintos objetos a las personas, del mismo modo permite realizar actividades cotidianas.

1.2 Trabajos previos

Galán, (2017), en su tesis titulada “Diseño, implementación y control de un exoesqueleto para rehabilitación de extremidades superiores”, analiza que el desarrollo de exoesqueletos están más enfocados a los miembros inferiores, además que éstos no son accesibles económicamente para personas de bajos recursos en nuestro país, por lo tanto el objetivo que determinó el autor en esta tesis fue diseñar un exoesqueleto para rehabilitar las extremidades superiores, dicho dispositivo sería construido de un material resistente para que soporte el trabajo a realizar, ligero para no causar molestias al usuario y de rápida construcción, el dispositivo realizaría los movimientos indicados por el profesional encargado de la rehabilitación. El autor selecciona el Aluminio 6061 T6, que es un aluminio de media/alta resistencia con una composición química de Si, Fe, Cu, Mn, Mg, Cr, Zn, Ti, y Al; el cual tiene como límite elástico 275 N/mm², Límite de tracción 310 N/mm², una densidad de 2700kg/m³ y su módulo elástico es 690 GPa. Se diseñó el dispositivo para que sea cómodo para el paciente, para la sujeción se usaron cinturones de velcro. Se le realizó al dispositivo las simulaciones de esfuerzo gracias al software SolidWorks.

Se llega a la conclusión cumpliendo los objetivos planteados con la restricción que la persona usuaria de dicho dispositivo no tiene que pesar más de 75 kg y de una estatura máxima de 1.64 m.

Virhuez (2018), en su tesis “Diseño de un mecanismo robótico de dos grados de libertad para rehabilitación de miembro superior en usuarios con post-infarto cerebral” se percató que los ACV (Accidentes Cerebro Vasculares) aumentaron notablemente y los hospitales no contaban con equipamientos para tratar a los pacientes que han pasado este problema, por consiguiente su objetivo fue desarrollar un mecanismo exoesqueleto para rehabilitar el miembro superior de dos grados de libertad, la cual tendría una fácil construcción y bajo costo, al ser de estas características los pacientes podrían realizar las terapias dentro de los primeros meses donde es más importante la rehabilitación. Para realizar esto, el autor analiza los requerimientos para proponer 3 posibles diseños los cuales podría cubrir las necesidades, posteriormente selecciona los materiales a usar para luego realizar la interfaz de control del mecanismo. El autor concluye realizando el diseño de un mecanismo compacto de bajo costo y fácil ensamblado, recomienda también realizar

el diseño usando como impulsos del control señales mioeléctricas, ya que el diseño está hecho para señales cerebrales, además menciona que el mecanismo mencionado está desarrollado para personas de tamaño y peso promedio de la población peruana.

Gil Heao, Moreno Arango, Gómez Rendón , Becerra Velásquez, & Orozco Téllez, (2018), realizaron un estudio tecnológico analizando la rehabilitación de la mano utilizando prótesis robótica poco tiempo después de la intervención quirúrgica, cabe resaltar que esto se llevó a cabo bajo la supervisión de personal especializado en fisioterapia, ortopedia y traumatología, encontrándose con sorprendentes resultados los cuales afirman que implementando en la rehabilitación movimientos repetitivos a través de aparatos robóticos ortésicos aceleran el proceso de recuperación del miembro afectado. Se concluye que la rehabilitación temprana complementada con mecanismos robóticos de rehabilitación se mejora la funcionalidad, disminuye el dolor y se gana rangos articulares en los movimientos para volver a la cotidianidad lo más pronto posible.

Gasperini, y otros, (2018), Desarrollaron un estudio a 39 pacientes diagnosticados con ictus con edades entre 18 y 85 años, con índice de motricidad menor a 80% por un tiempo de 9 semanas de tratamiento, con un dispositivo exoesqueleto para rehabilitación de miembros superiores con un control de los signos EMG de 3 veces por semana, los resultados fueron gratamente favorables para los investigadores y mucho más para los pacientes que habían recuperado entre 16 a 20 % la movilidad de sus miembros afectados, llegando a concluir confirmando que al tener rehabilitación constante los pacientes presentan una recuperación más temprana.

Jianfeng , Qiang, Chunzhao, Chunjing, & Run, (2019), presentan una propuesta de solución a un exoesqueleto autoalineable con respecto a la posición del mismo, realizan el análisis cinemático respectivo de su propuesta tomando en cuenta los movimientos que se realizan en la vida diaria los cuales involucran articulaciones combinadas como peinarse y alimentarse, para las medidas del exoesqueleto de 4 grados de libertad se obtuvieron los datos de 8 personas voluntarias con 25 ± 3 años, 170 ± 10 cm y 74 ± 4 kg. Los autores concluyen la investigación confirmando que su diseño es efectivo y se puede utilizar para rehabilitación de miembros superiores.

Li, Cao, Zhang, Tao y Ji, (2019), realizaron la investigación donde establecen como objetivo diseñar y ejecutar un mecanismo de cuatro grados de libertad con la capacidad de auto alinearse, para personas que sufrieron de un ACV que asemejen las actividades cotidianas de la vida diaria, para cumplir con esa necesidad establecen un diseño estacionario el cual es capaz de permitir al paciente tener una movilidad adecuada por sus grados de libertad que dicho mecanismo.

Los resultados del estudio indican que el diseño es adecuado para la rehabilitación de la extremidad superior, realizando movimientos de la vida cotidiana como peinarse y comer, recalando que al ser un diseño estacionario el uso será estrictamente para rehabilitación y no para usarlo en movimiento; por último, puede usarse como parámetros de diseño primario.

Zhao, Liang, Gu, Zheng y Wu, (2020), en el artículo que realizaron nos relata la urgencia de equipos de rehabilitación inteligentes, por tal motivo desarrollan un robot inteligente para el entrenamiento y terapia de las extremidades superiores aplicando teorías de inteligencia artificial, control, información, ingeniería humano-máquina, y, por último, pero no menos importante la realidad virtual.

La peculiaridad de este diseño es que es robusto y bastante costoso, pero muy útil al tener toda la tecnología de punta tendrá un gran efecto en los pacientes, médicos y terapeutas que trabajen con dicho dispositivo.

Los autores concluyen con el diseño finalizado y comentando la principal ayuda que brindaría este dispositivo al entregar en tiempo real los datos obtenidos del paciente, esto tendría influencia en las ganas del paciente a seguir mejorando con la colaboración para la mejora del interfaz hombre-máquina que ha sido planteada con la intervención de la realidad virtual.

Jianfeng, Qiang, Mingjie, & Chunzhao, (2021), debido a su anterior investigación en el 2019, se animaron a desarrollar su propio prototipo también de 4 grados de libertad, cinéticamente compatible con el miembro superior; analizaron estática y dinámicamente para determinar las fuerzas de interacción y verificar de esa manera la compatibilidad del dispositivo. Los resultados obtenidos mostraron que el mecanismo propuesto disminuye en gran medida las cargas interaccionales no deseadas, y encontraron en su diseño efectividad en su ergonomía.

De los Reyes Guzmán, y otros, (2021), desarrollaron una aplicación de realidad virtual basada en Leap Motion Controller con la finalidad de rehabilitar los miembros superiores tras padecer una patología neurológica o traumática y de esa manera demostrar su viabilidad clínica, por lo cual aplicaron una prueba piloto la cual consistía en 9 sesiones de 30 minutos, distribuidas en 3 sesiones por semana. Los pacientes obtuvieron resultados sorprendentes tras culminar la prueba. Los autores concluyen demostrando su viabilidad clínica, esperando un estudio clínico con una muestra más amplia.

Vecino Torres, R., Durán López, L., ..., Domínguez Morales, M, (2022), realizaron una investigación donde tuvieron como objetivo el diseño, montaje, implementación y testeo de software y hardware de un exoesqueleto de rehabilitación de miembro superior el cual se realizó con éxito utilizando tecnologías como microcontroladores electrónico como Arduino UNO, Sensores MyoWare (Sensor EMG), servomotores y Leap Motion (sistema capaz de detectar el movimiento de las manos), los autores concluyen con un prototipo funcional con los siguientes inconvenientes: Si el brazo es más ancho que el mecanismo la sujeción es afectada y afecta a la comodidad del paciente, además, los receptores EMG no realizan una buena lectura de datos, causando así algunas fallas en el procesamiento de datos y por lo tanto un mal funcionamiento del equipo. Sin embargo, en personas con un tamaño promedio el dispositivo ayuda a su pronta rehabilitación.

1.3 Teorías relacionadas al tema

1.3.1 Discapacidad en el mundo.

La Organización Mundial de Salud publicó en el año 2011 su informe acerca de la discapacidad a nivel mundial, en la cual afirman que un 15% de la población mundial son discapacitados mil millones de personas (es decir, más de mil millones de personas); de las cuales, casi 200 millones de personas experimentan dificultades importantes funcionalmente hablando, la mayoría de ellos pasando los 15 años de edad. En los próximos años, el tema discapacidad será mencionado frecuentemente, ya que su prevalencia está en aumento. El principal motivo es porque la población está envejeciendo y el riesgo de discapacidad aumenta conforme va avanzando la edad, es

decir hay más probabilidad entre los adultos mayores de sufrir una discapacidad, del mismo modo hay un aumento en enfermedades crónicas tales como el cáncer, enfermedades cardíacas, cerebrovasculares, la diabetes, y los trastornos de la salud mental. (Organización Mundial de la Salud (OMS), 2016)

1.3.2 Discapacidad en el Perú.

El Instituto Nacional de Estadística e Informática – INEI estima que el 5.2% de la población peruana sufre de alguna discapacidad. (Instituto Nacional de Estadísticas e Informática (INEI), 2017)

La Ley N° 29973, Ley General de Personas con Discapacidad, y su Reglamento, es la ley que busca hacer valer los derechos de las personas discapacitadas en el Perú, regulando los deberes del Estado con respecto a la salud, accesibilidad, rehabilitación, trabajo, empleo, deporte, educación y protección social. Del mismo modo la defensoría del pueblo puntualiza que, las personas discapacitadas, sin importar el tipo de la misma, poseen los mismos derechos que el resto de la población, esto abarca dentro de ellos, a la no discriminación en razón de su discapacidad, a vivir de forma independiente y ser incluido en la comunidad. (Ministerio de la Mujer y personas vulnerables)

Además, en 2015 el INEI tomando en cuenta la información que obtuvo en el año 2012 muestra la situación nacional con respecto a la discapacidad, donde define como una persona con discapacidad a la persona que posee una o varias deficiencias ya sean físicas, mentales, sensoriales o intelectuales de carácter permanente o parcial que, al realizar distintas actividades del día a día, no ejecute o impida en el ejercicio de sus derechos y su inclusión en la sociedad, en las mismas condiciones que las demás.

Los datos de discapacidad en el Perú se aprecian en la siguiente imagen.

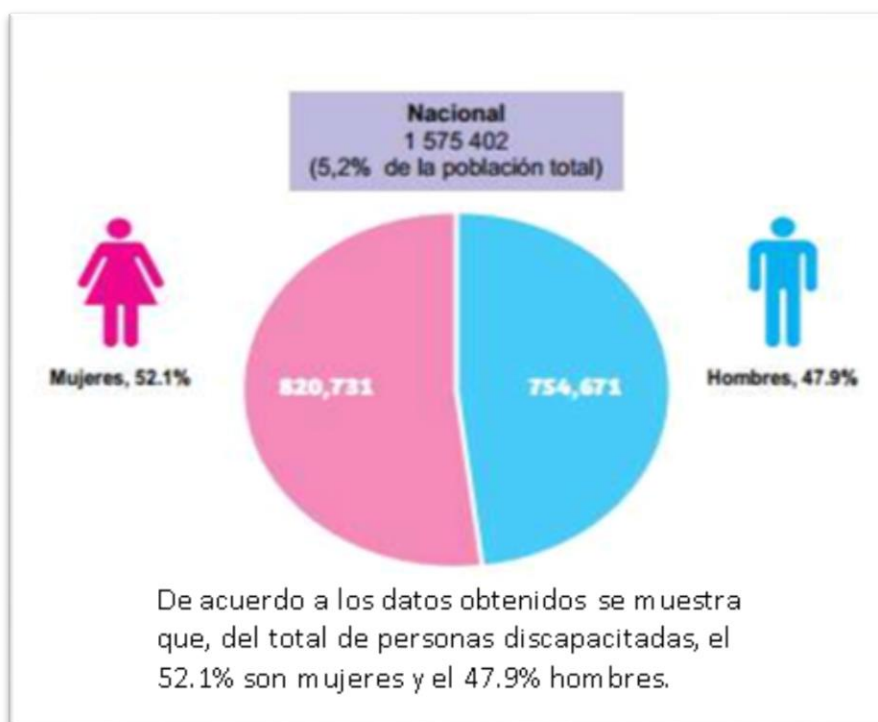


Figura 1. Discapacidad en el Perú por sexo. Fuente: (INEI, 2012).

En el gráfico anterior se puede apreciar la diferencia según el sexo en el Perú. La siguiente gráfica jerarquiza el tipo de discapacidad que sufren estas personas y en qué porcentaje inciden los casos.

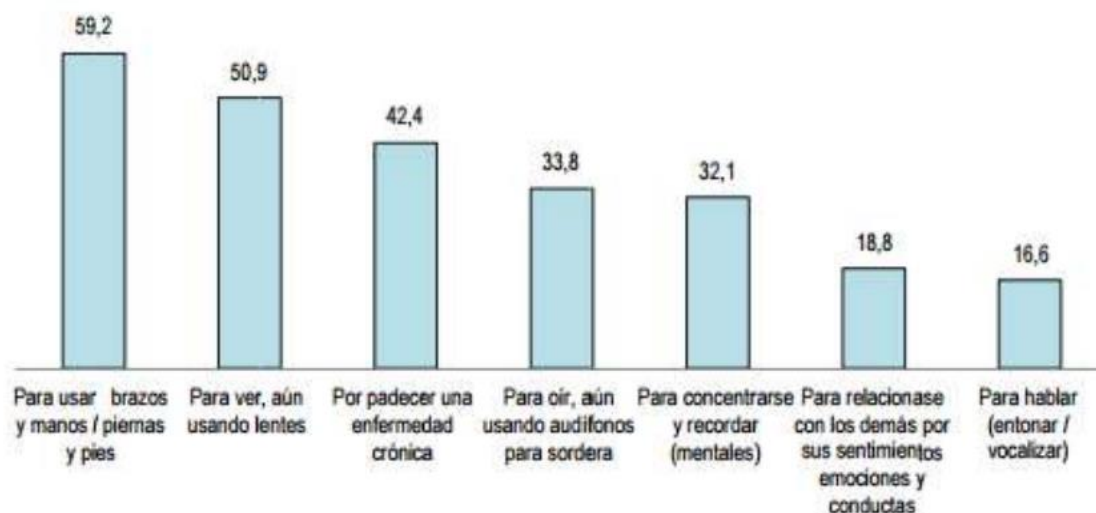


Figura 2. Personas con discapacidad, por tipo de discapacidad para realizar sus destrezas diarias. Fuente (INEI 2012).

La información que nos brinda el gráfico anterior nos dice que el 59,2 % de las personas discapacitadas del Perú, poseen dificultades al caminar o moverse y/o usar sus piernas o brazos.

1.3.3 Discapacidad motora.

La discapacidad motora se define mayormente como alteración del aparato locomotor, este puede ser permanente o transitorio; mayormente la discapacidad motora es consecuencia de un accidente en el sistema locomotor, aunque hay muchos casos que el origen de la discapacidad es un accidente cerebro vascular (ACV).

Estas deficiencias generan una deficiencia en el sistema muscular, nervioso y óseo, los grados en que se puede presentar implican trastornos motrices, de desplazamiento, de control de la postura, de manipulación y de coordinación de movimientos, impidiendo al paciente realizar actividades diarias normalmente, así como manipular objetos con las manos, hablar, caminar, estar de pie, hacer gestos entre otros tipos de acciones que necesitan de movimiento o control de la postura corporal. (Galán Cutipa, 2017)

1.3.4 Fisiología del peruano

En el Perú la talla promedio en varones ha incrementado a 1.65 m y en mujeres 1.52 m, de acuerdo con una publicación realizada por la Organización Mundial de la Salud (OMS) acerca de la estatura promedio en al menos 200 países; haciendo la comparación con los datos antropométricos japoneses, se puede usar como referencia para la población peruana, la cual sus valores se encuentran entre 1.56 m a 1.75 m en varones con una talla promedio de 1.655 m y en mujeres de 1.45 m a 1.61 m con una talla promedio de 1.53 m. (GESTIÓN, 2016) .Ver tabla

Tabla 4.

Tabla de medidas de miembro superior en un adulto japonés.

		Hombres (mm)			Mujeres (mm)		
Porcentaje		5%	50%	95%	5%	50%	95%
Longitud	hombro-codo	295	330	365	270	300	330
Longitud	codo-punta de dedos	405	440	475	370	400	430
Longitud	del brazo superior	665	715	765	605	645	685
Longitud	hombro-empuñadura	565	610	655	515	550	585

Nota: Tomado de Gestión, (2016)

1.3.5 Biomecánica.

Se encarga de estudiar los movimientos corporales que son ocasionados por cargas, tensión de sólidos, de la misma manera estudia la estructura corporal de los seres vivos, el tamaño y la forma. (Lu & Chang, 2012)

1.3.6 Cinemática de la extremidad superior

De acuerdo a la localización de las principales articulaciones y huesos que la componen, la extremidad superior se divide en hombro, brazo, codo, antebrazo y mano. La articulación glenohumeral permite que el brazo se mueva en tres ejes con una gran amplitud de movimientos. La articulación del codo, es de tipo bisagra, permitiendo la flexión y extensión del antebrazo. (Sosa Mendez, 2017)

1.3.7 Topografía general del miembro superior

Desde una perspectiva topográfica el miembro superior inicia en el área superolateral del tórax, posee una geometría cilindroide en la mayoría de su extensión, salvo por el final que tiene una forma aplanada a la altura del muslo. Se divide en 5 segmentos: la mano, el antebrazo, el codo, el brazo y el hombro. (Noguera, 2015)

1.3.7.1 Hombro

Es la unión entre la extremidad superior con el tórax, se une mediante los siguientes huesos y músculos: clavícula, escápula, pectoral mayor, espina de escápula y la región mamaria. (Noguera, 2015)

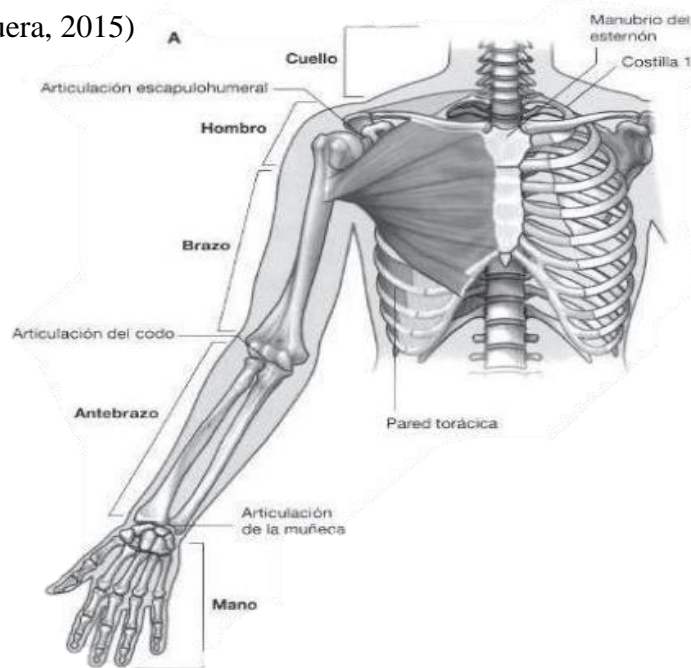


Figura 3. Vista anterior de la extremidad superior. Fuente: (Noguera, 2015)

a) Músculos del hombro

A continuación, se presenta una tabla con información resumida sobre la musculatura implicada en el complejo articular del hombro.

Tabla 5
Músculos del hombro

Músculo	Función	Raíz Nerviosa	Nervio	Movimiento						
				Flexión	Extensión	Descenso	Abducción	Adducción	Rotación Interna	Rotación Externa
Subescapular	Estabilización anterior de la cabeza humeral	C5-C6	Subescapular			x		x		x
Supraespinoso	Estabilización de la cabeza humeral	C5-C6	Supraescapular				x			
Infraespinoso	Estabilización y descenso de la cabeza humeral	C5-C6	Supraescapular			x				x
Redondo Menor	Estabilización y descenso de la cabeza humeral	C5-C6	Axilar					x		x
Deltoides	Fibras anteriores	C5-C6	Axilar	x				x		x
	Fibras posteriores				x		x		x	
Pectoral mayor	Dependiendo de las fibras	C5-T1	Pectorales Medial y Lateral	x	x		x	x		x

Pectoral menor	Retracción y elevación de 3ra, 4ta y 5ta costilla	C5-T1	Pectorales Medial y Lateral			x	
Coracobraquial	-	C5-C7	Musculocutáneo	x			x
Bíceps Femoral	Supinación del codo	C5-C6	Musculocutáneo	x		x	x
Subclavio	Fijación Clavicular y elevación de primera costilla	C5-C6	Nervio de Plexo Braquial				
Trapezio	Homolateral: inclinación de la cabeza Contralateral: Rotación cabeza y cuello Fibras superiores: Elevación y rotación superior escapular Fibras inferiores: Descenso y rotación superior	C3-C4	Accesorio		x		

	escapular; Retracción escapular.							
Elevador de la escápula	Elevación y rotación inferior escapular.	C4-C5	Escapular Dorsal	x				
	Homolateral: Inclinación y rotación del cuello.							
Romboides mayor y menor	Retracción, elevación y rotación inferior escapular	C5	Escapular Dorsal					
Dorsal ancho	-	C6-C8	Toracodorsal	x		x	x	x
Redondo Mayor	-	C5-C6	Subescapular inferior	x			x	x
Serrato interior	Protracción y rotación superior escapular. Asiste la inspiración forzada.	C5-C7	Torácico largo		x			
Tríceps Braquial	-	C5-T1	Radial	x		x		

Nota: Tomado de Roldan Jiménez, (2017).

b) Huesos del hombro

✓ Clavícula

Posee una geometría en forma de S itálica, además es aplanado. Se une en sus extremos con el esternón y la escápula. (García-Porrero, Hurlé, & Benites Padilla, 2013)

costillas. En la parte superior tiene una cavidad la cual sirve para la unión con el húmero. La apófisis coracoides posee una geometría incurvada, tal como pico de cuervo, y da cabida de inserción a varios músculos y ligamentos de la región. (García-Porrero, Hurlé, & Benites Padilla, 2013)

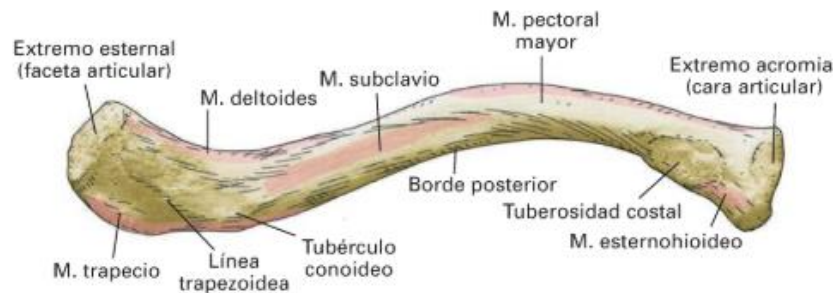


Figura 4 Clavícula y sus partes. Fuente: (García-Porro, Hurlé & Benites Padilla, 2013)

✓ Escápula

También conocido como omoplato, tiene una geometría aplanada y triangular y se encuentra ubicado en la parte superior del tórax, entre las 7 primeras

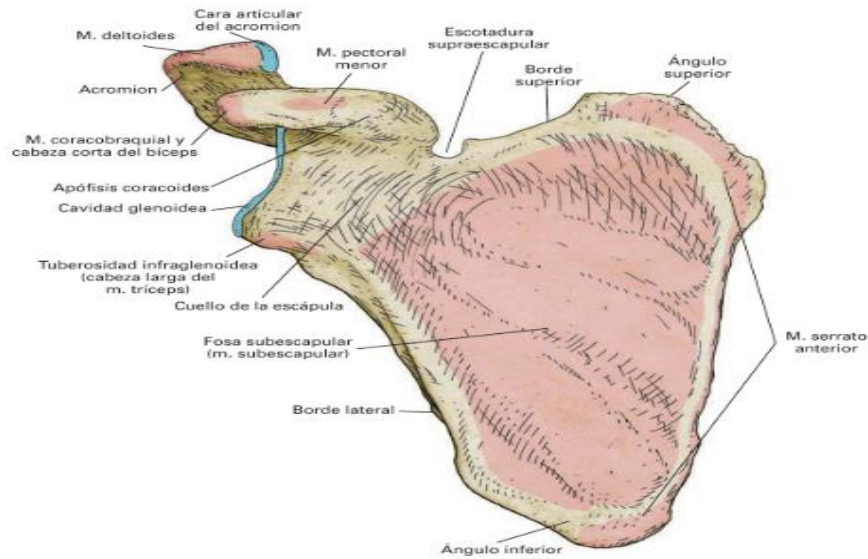


Figura 5. Vista anterior de escápula. Fuente: (García-Porreo, Hurlé & Benites Padilla, 2013)

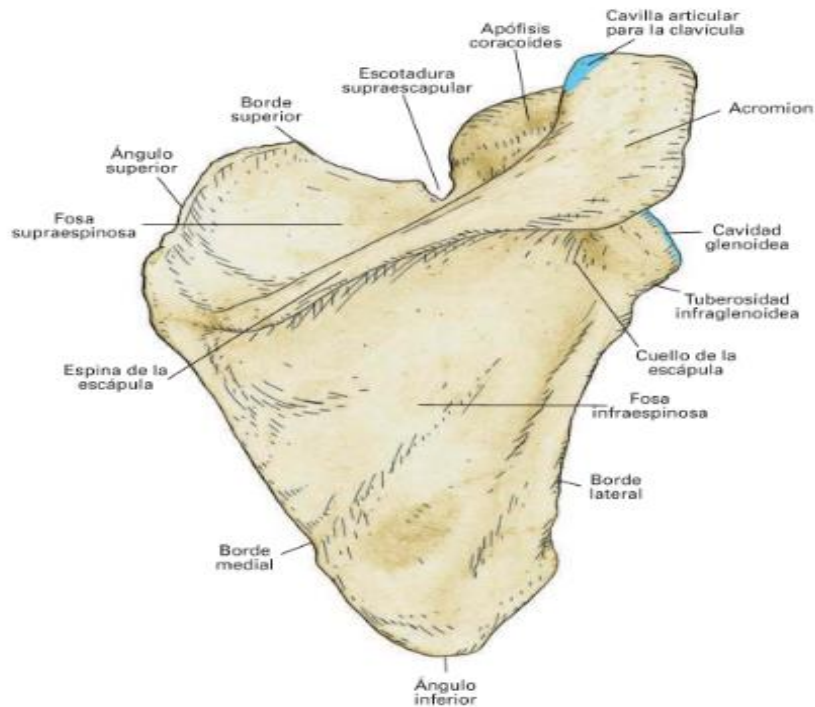


Figura 6 Vista posterior de escápula. Fuente: (García-Porreo, Hurlé & Benites Padilla, 2013)

✓ Húmero

Aunque es el hueso principal del brazo, forma parte del hombro al unirse con la escápula y la clavícula en su extremo superior.

1.3.7.2 Brazo

Se conoce así a la sección comprendida entre el hombro y el codo la cual presenta lo siguiente:

a) Músculos del brazo

A continuación, se muestran los músculos y sus funciones, del mismo modo su raíz nerviosa.

Tabla 6
Músculos del brazo y sus funciones.

Músculo	Función	Raíz Nerviosa
Coracobraquial	Flexión del brazo	C6 – C7
Músculo Braquial	Flexión del codo	C5 – C6
Bíceps braquial	Flexión, Supinación de antebrazo	C5 – C6
Tríceps braquial	Extensión del codo	C6 – C7 – C8

Nota: Tomado de Roldan Jiménez, (2017).

b) Huesos del brazo

El único hueso que conforma el esqueleto del brazo es el húmero, se puede apreciar en él la diáfisis que es el cuerpo del hueso o centro, asimismo las epífisis que son los extremos del hueso. (García-Porrero, Hurlé, & Benites Padilla, 2013)

✓ Epífisis superior

El extremo superior del húmero posee tres eminencias. La primera es la parte articular que colinda con los huesos del hombro, las dos restantes son inserciones musculares denominadas tuberosidad mayor y menor. Se separa por el cuello anatómico del húmero. La tuberosidad mayor posee una alineación con el borde lateral del cuerpo y la menor en la parte anterior. (García-Porrero, Hurlé, & Benites Padilla, 2013)

✓ Diáfisis

Posee una geometría semirectilíneo, con un contorno circular por arriba, y de forma prismático triangular por la parte de abajo. La cara posterior está recorrida por un surco oblicuo hacia abajo y hacia fuera denominado el surco radial. Este surco se interpone entre las inserciones de los músculos vastos y por él discurren el nervio radial y la arteria braquial profunda. (García-Porrero, Hurlé, & Benites Padilla, 2013)

✓ Epífisis inferior

El extremo inferior del húmero es ancha y aplanada (paleta humeral) y forma con la diáfisis un ángulo de unos 45 grados abierto hacia delante que evita el choque de los extremos óseos durante la flexión del codo. La zona media presenta por dentro la tróclea humeral, la cual es una superficie articular con forma de polea para la extremidad superior del cúbito, y por fuera el cóndilo humeral, que es una superficie ovoide para la cabeza del radio. En el plano posterior, por encima de la tróclea, se sitúa la fosa olecraneana. En el plano anterior, por encima del cóndilo, se encuentra la fosa radial y, por encima de la tróclea, la fosa coronoidea. (García-Porrero, Hurlé, & Benites Padilla, 2013)

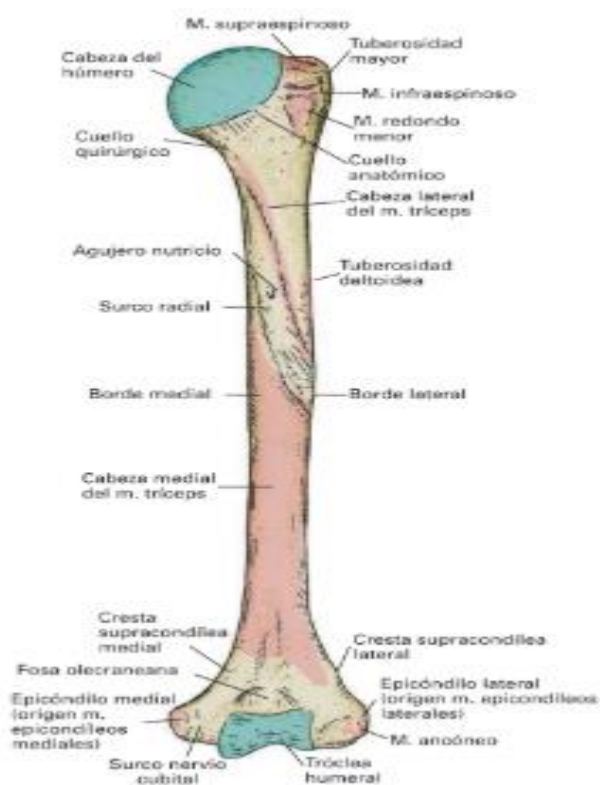


Figura 7 Húmero y sus partes, Fuente: (García-Porreo, Hurlé & Benites Padilla, 2013)

1.3.7.3 Codo

El codo es la articulación que permite la movilidad del antebrazo y se forma con la intersección del húmero que se encuentra en el brazo y los huesos del antebrazo, que son el radio y el cúbito.

1.3.7.4 Antebrazo

Es la parte colindante con el carpo en su parte inferior y en el extremo superior con el codo.

a) Músculos del antebrazo

A continuación, se mostrarán los músculos que se encuentran en el antebrazo.

Tabla 7.

Músculos del antebrazo

Músculo	Función	Raíz nerviosa
Músculo flexor profundo de los dedos	Flexor de las falanges distal de los 4 últimos dedos y muñeca	C7 – C8 – T1
Músculo flexor profundo del pulgar	Flexor de la falange del pulgar y muñeca	C8 – T1
Músculo flexor superficial de los dedos	Flexor de falanges proximales y muñeca	C7 – C8 – T1
Músculo pronador redondo	Pronador del antebrazo	C6 – C7
Flexo radial del carpo	Flexor, separador de muñeca, pronación y flexión del antebrazo	C6 – C7
Palmar largo	Flexor de muñeca, flexor de metacarpofalángicas	C8
Flexor cubital del carpo	Flexión, aproximación de muñeca	C7 – C8
Músculo supinador	Supinación del antebrazo	C5 – C6
Músculo extensor radial corto del carpo	Extensión de muñeca, flexión del codo.	C6 – C7
Músculo extensor radial largo del carpo	Extensión de muñeca, flexión del codo.	C6 – C7
Músculo braquioradial	Flexor del brazo	C5 – C6
Músculo separador largo del pulgar	Extensión y separación del pulgar	C7 – C8
Músculo extensor corto del pulgar	Extensión de articulaciones carpometacarpianas y metacarpofalángica del pulgar	C7 – C8
Músculo extensor largo del pulgar	Extensión de todas las articulaciones del pulgar	C7 – C8

Músculo extensor del Extensión del dedo índice C7 – C8
índice

Nota: Tomado de Roldan Jiménez, (2017).

b) Huesos del antebrazo

✓ Radio

El radio es un hueso que junto al cúbito conforman el esqueleto del antebrazo y tiene un cuerpo y dos extremidades.

✓ Cubito

También conocido como ulna, junto al radio conforman el esqueleto del antebrazo. El cúbito es un hueso largo que tiene una ligera curvatura como una S y consta de tres caras (cara anterior, cara posterior, cara medial), dos bordes (borde anterior, borde posterior) y dos extremos (superior e inferior).

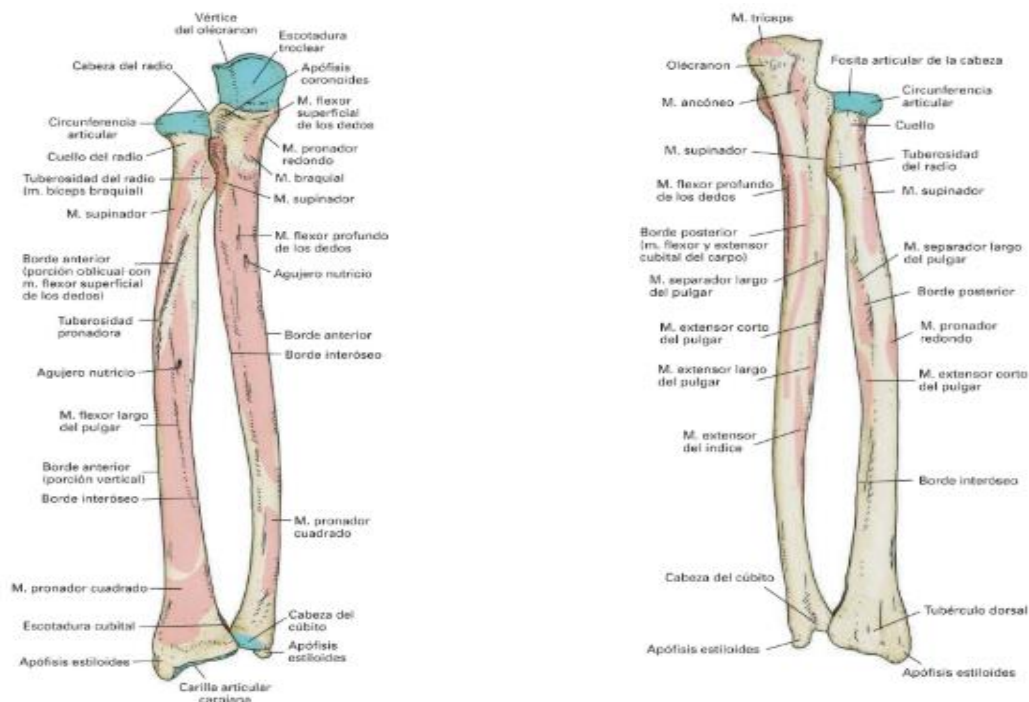


Figura 8. Vista anterior y posterior de radio y cúbito, Fuente: (García-Porreo, Hurlé & Benites Padilla, 2013)

1.3.7.5 Mano

La mano comienza en el carpo y termina en las falanges de los dedos. (Galán Cutipa, 2017)

1.3.8 Articulación del hombro (fisiología)

Según Kapandji, 2006 la articulación del hombro es la articulación más móvil de todas las articulaciones, ya que tiene 3 grados de libertad, y realiza los siguientes movimientos.

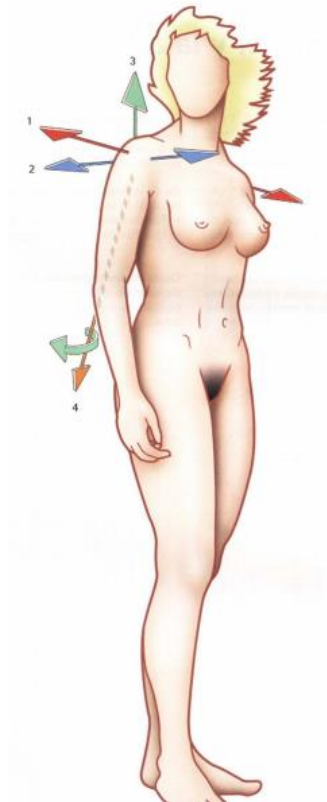


Figura 9. Grados de libertad del hombro, Fuente: (kapandji, 2006)

1.3.8.1 La flexoextensión

Los movimientos de flexoextensión son los que se aprecian en la imagen.

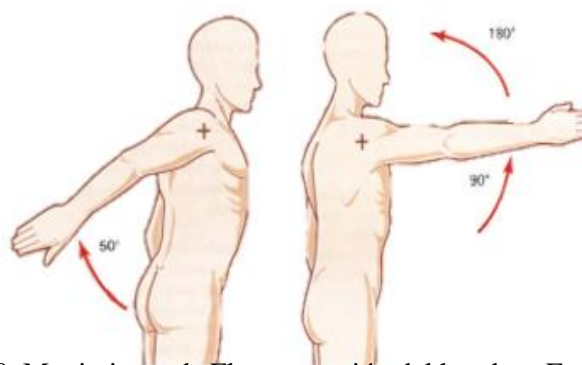


Figura 10. Movimiento de Flexoextensión del hombro, Fuente: (Kapandji, 2006)

- ✓ Extensión: movimiento de poca amplitud, 45° a 50°.
- ✓ Flexión: movimiento de gran amplitud, 180°.

1.3.8.2 *La aducción*

El movimiento de aducción se visualiza a continuación.

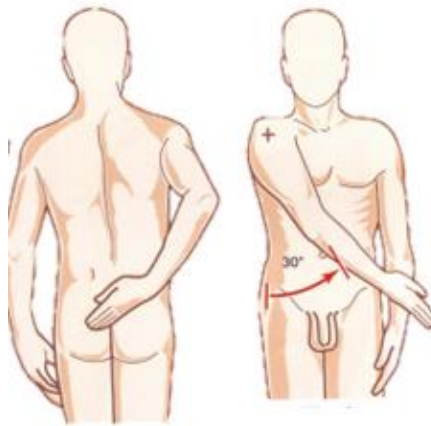


Figura 11. Movimiento de aducción, Fuente: (Kapandji, 2006)

1.3.8.3 *La abducción*

Se le denomina así al movimiento que aleja el miembro superior del tronco, se puede observar un movimiento de 180° de su posición inicial.

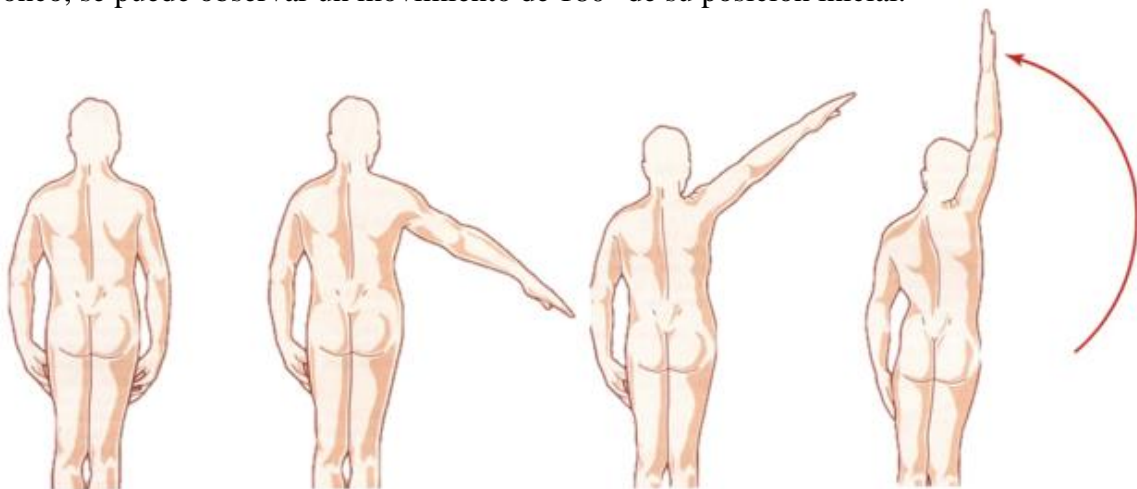


Figura 12. Movimiento de abducción, Fuente: (Kapandji, 2006)

1.3.9 **Robots usables.**

Los robots usables son máquinas diseñadas para que las personas las usen para complementar un déficit funcional o reemplazar una extremidad. Estos robots pueden

ser, por ejemplo, los robots ortopédicos o los exoesqueletos, o pueden sustituir a los miembros faltantes. Sin embargo, no significa que estos robots son obligatoriamente para personas con alguna dificultad física, también sirve para aumentar las capacidades humanas como la fuerza, agilidad, tamaño, para realizar algunas tareas de gran esfuerzo como la construcción, agricultura, etc. Una posible clasificación de estos robots de acuerdo a la función que desempeñan en cooperación con el humano, son las siguientes (Pons J. L., 2008):

1.3.9.1 Exoesqueletos robóticos de potencia.

Sirven para aumentar la fuerza del humano más allá de sus capacidades naturales, esto se logra acoplando el mecanismo con la anatomía del humano. Cuando la extensión de la capacidad del miembro superior del humano tiene más que ver con el alcance que con la potencia, se toma la opción de robot maestro-esclavo, por lo general en escenarios de tele operación.

1.3.9.2 Robots ortóticos.

Una órtesis es una estructura mecánica que correlacionada con la anatomía del miembro humano. Su objetivo es restaurar las funciones perdidas o débiles. Por otro lado, las contrapartes robóticas de las órtesis son exoesqueletos robóticos. Las cuales su función principal es complementar la capacidad del miembro humano y restaurar la función discapacitada.

1.3.9.3 Robots protésicos.

Una prótesis es un dispositivo electromecánico que sustituye el miembro perdido tras una amputación. Las contrapartes robóticas de las prótesis tienen la forma de miembros completos robóticos, lo cual permiten reemplazar las funciones principales la extremidad perdida. Esto es posible gracias al uso inteligente de las tecnologías robóticas en términos de interacción humano-robot, que comprende la detección, control y el accionamiento.

1.4 Formulación del problema

¿Cuál será la configuración geométrica adecuada para un mecanismo exoesqueleto de rehabilitación de miembro superior para personas con peso de hasta 100 kg?

1.5 Justificación

El presente proyecto de investigación se realizará para satisfacer la necesidad de rehabilitar los miembros superiores en personas con peso de hasta 100 kg, para aumentar la rapidez de la recuperación del miembro superior implicado.

1.5.1 Justificación económica

El diseño buscará ser menos costoso de adquirir a comparación con los mecanismos en el mercado actual, desarrollándolo con materiales económicos y fáciles de encontrar, para que las personas de bajos recursos puedan acceder a este dispositivo.

El mecanismo apoyara en el apartado económico al usuario al no tener que asistir constantemente al centro de rehabilitación, si no que tendrá controles con un tiempo más prolongado para que se verifique el avance del musculo en el tiempo acordado.

1.5.2 Justificación ambiental

El mecanismo se diseñará con la capacidad de reciclarse al final de su vida útil, para no contribuir a la contaminación ambiental y del mismo modo, fomentar la reutilización de materiales.

1.5.3 Justificación social

Este aporte científico será de gran impacto a nivel social, ya que mejorará la calidad de vida del usuario y aportará una rápida recuperación del miembro implicado.

1.5.4 Justificación técnica

Este proyecto tomará como base la innovación tecnológica en lo que respecta a mecanismos de ayuda que se desarrolla en países más avanzados, los cuales están en el máximo esplendor en este tipo de tecnologías.

1.6 Hipótesis

No aplica.

1.7 Objetivos

1.7.1 Objetivo general

Diseñar un mecanismo exoesqueleto para la rehabilitación de miembro superior para cubrir las necesidades de personas con peso hasta 100 kg.

1.7.2 Objetivos específicos

- a) Analizar los requerimientos médicos necesarios para la rehabilitación del brazo.
- b) Realizar los cálculos necesarios para que el mecanismo soporte el trabajo que realizará.
- c) Seleccionar el material que mejor se adecue a la necesidad.
- d) Modelar y simular los componentes mecánicos utilizando software SOLIDWORKS.

2 MATERIAL Y MÉTODOS

2.1 Tipo y Diseño de investigación

La investigación realizada es tecnológica ya que se centra en la aplicación de la tecnología hacia la medicina orientada a la rehabilitación.

2.2 Variables, Operacionalización

2.2.1 Variables

Variables independientes:

- Movimientos
- Ángulos del movimiento

Variables dependientes

- Grados de libertad
- Rangos dinámicos

2.3 Técnicas e instrumentos de recolección de datos, validez y confiabilidad

2.3.1 Técnicas de recolección de datos

Con la finalidad de obtener resultados que cumplan los objetivos planteados, se ha considerado usar las siguientes técnicas de recolección de datos.

- a. Revisión bibliográfica especializada:
 - Artículos científicos
 - Tesis de ingeniería y medicina
 - Revistas científicas.

2.3.2 Instrumentos de recolección de datos

Para la obtención de datos se usaron los instrumentos siguientes.

- Internet
- Laptop
- Celular

2.4 Procedimiento de análisis de datos

Para validar los datos de solución de variables planteadas anteriormente, se simulará en el software SolidWorks para obtener la mejor configuración con mayor rango de alcance de usuarios que se adapte a las necesidades.

2.5 Criterios éticos

Se tendrá en cuenta los aspectos éticos de profesionalismo del colegio de ingenieros del Perú (CIP) y el código de ética de investigación de la Universidad Señor de Sipán como se muestra en los anexos N° 2 y N° 3.

Código de Ética del colegio de ingenieros del Perú (CIP) aprobado en la iii sección ordinaria del congreso nacional de consejos departamentales del periodo 1998 – 1999 en la ciudad de Tacna 22, 23 y 24 de abril 1999.

Art. 4 – Los ingenieros reconocerán que la seguridad de la vida, la salud, los bienes y el bienestar de la población y del público en general, así como el desarrollo tecnológico del país dependen de los juicios, decisiones incorporadas por ellos o por su consejo, en dispositivos, edificaciones, estructuras, maquinas, productos y procesos. Por ninguna razón pondrán sus conocimientos al servicio de todo aquello que afecta la paz y la salud.

Art. 12 – Los ingenieros expresaran opiniones en temas de ingeniería solamente cuando ellas se basen en un adecuado análisis y conocimiento de los hechos, en competencia técnica suficiente y convicción sincera.

Código de ética de la Universidad Señor de Sipán elaborado por la dirección de investigación, revisado por el área de planificación y desarrollo institucional – asesoría legal. Ratificado por el acuerdo de consejo universitario con resolución rectoral N° 0851 – 2017/USS

Art. 7°: Son deberes éticos de los investigadores:

- a) Autonomía.
- b) Responsabilidad.
- c) Profesionalismo.
- d) Compromiso con la sociedad.
- e) Supervisión.
- f) Desarrollo profesional.

Art. 14°: Respeto de los investigados y de lo investigado:

- a) Respetar las condiciones de salud, de integridad física, psicológica y moral de las personas o grupos que participan en el estudio.
- b) Solicitar y obtener el consentimiento expresado e informado de las personas sujetos investigación.
- c) Respetar la idiosincrasia y la cultura de los participantes en la investigación.
- d) Garantizar el bienestar de las personas, animales y plantas, como objeto de investigación.
- e) Garantizar el almacenamiento adecuado de la información obtenida para

el estudio.

f) Aplicar en todo momento los criterios de confidencialidad y anonimato.

g) Presentar los resultados respetando las normas de Propiedad Intelectual.

3 RESULTADOS

3.1 Resultados en Tablas y Figuras

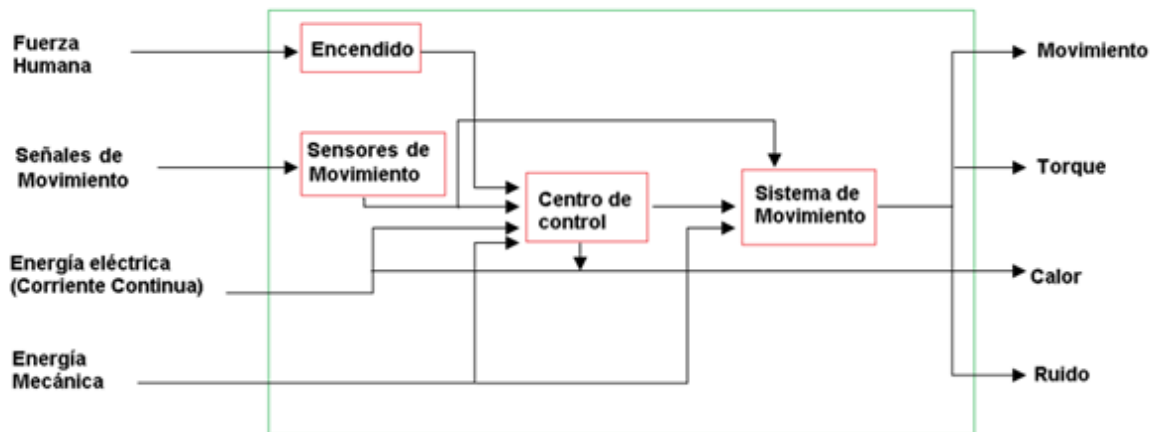
Al realizar un arduo análisis de información se llega a entender que la rehabilitación debe ser temprana y constante para obtener mejores resultados, por lo tanto, confirmamos la necesidad de realizar este proyecto para reforzar el trabajo de los terapistas en las sesiones de rehabilitación.

También se obtuvo la información de que la rehabilitación es gradual y evolutiva, es decir que conforme se vayan desarrollando los músculos y nervios, por lo cual se necesita desarrollar un dispositivo que evolucione junto con el miembro del paciente afectado.

Sabiendo las principales necesidades podemos formular una representación de estructura de funciones para conocer a detalle el trabajo que realizará el dispositivo.

3.2 Discusión de resultados

3.2.1 Representación de estructura de funciones:








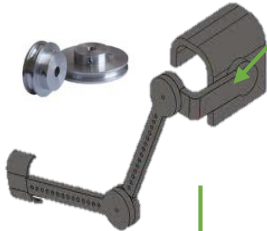
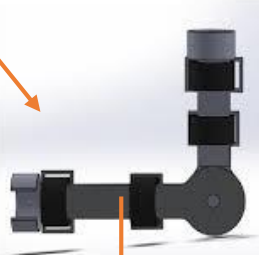
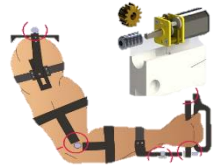
Fuente: Elaboración propia

El dispositivo comenzará a funcionar después de la acción del interruptor de encendido (fuerza humana) y empezará a detectar señales mioeléctricas producidas por los músculos del miembro superior, estas serán interpretadas por el centro de control el cual además de llegar estas señales, también llega energía eléctrica para su funcionamiento. El centro de control al interpretar las señales emitirá órdenes de movimiento a los servomotores instalados en los puntos articulares del mecanismo exoesqueleto, para obtener el torque necesario para realizar el movimiento requerido

por el usuario, al realizar dicho movimiento se generará ruido y calor debido al funcionamiento del servomotor.

Conociendo el funcionamiento que tendrá el mecanismo podemos desarrollar una matriz morfológica para determinar la configuración geométrica adecuada.

3.2.2 Desarrollo de la matriz morfológica:

Encendido	Manual	Automatico	
Detección de movimiento	 Electrodo adhesivos	 Electrodo de electromiografía	
Sistema de Control	 Arduino uno	 Raspberry Pi	 BeagleBone
Sistema de Movimiento	 Fajas y poleas	 Servomotores	 Tornillo sin fin

SOLUCIÓN 1

SOLUCIÓN 2

3.2.3 Alternativas de solución:

En la figura 14 se aprecia una solución con fajas y poleas en el sistema de movimiento, el cual es controlado por Raspberry Pi, y las señales son detectadas por electrodos adhesivos, sin embargo, no se optará por esta opción por el motivo económico además es un equipo muy invasivo.

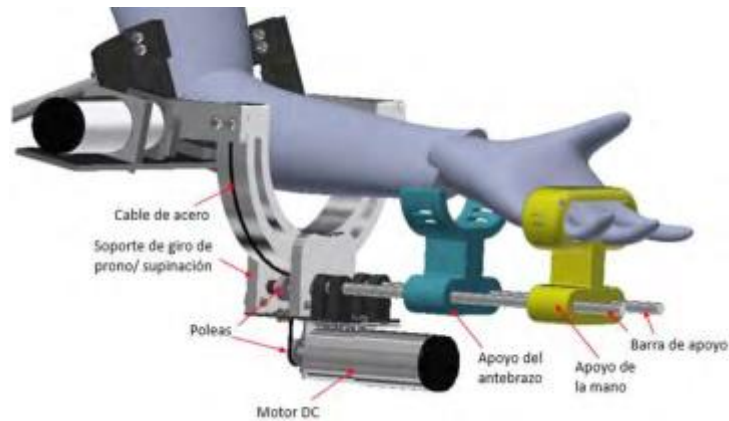


Figura 13. Prototipo con fajas y poleas

En la figura 15 vemos la solución más óptima la cual se simulará en SolidWorks, esta opción posee un sistema de movimiento por engranes y servomotores, y controlado por Arduino uno; las señales serán obtenidas con electrodos adhesivos para no causar muchas molestias al usuario.

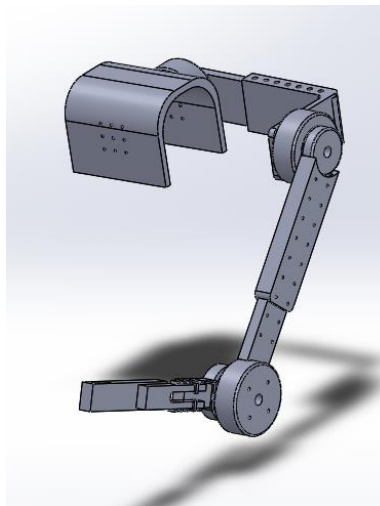


Figura 14 Prototipo con engranes y servomotores

3.2.4 Dimensiones del dispositivo:

Para determinar las dimensiones que tendrá el exoesqueleto se consideró separar en segmentos todo el brazo, designando a la mano como solo un segmento, por lo cual el brazo completo serían 3 segmentos con el antebrazo y brazo, la relación numérica de proporción con respecto a la altura del cuerpo se muestra en la siguiente tabla. (Pons J. L., 2008)

Longitud de Segmento

Tabla 8.

Longitud de Segmento

Segmento	Distancia
Brazo (L1)	0.186H
Antebrazo (L2)	0.146H
Mano (L3)	0.108H

Nota: Tomado de *Pons J. L., (2008)*

En el cual H es la altura de la persona.

Teniendo en cuenta que los usuarios podrían ser hombres o mujeres, se tomará como estatura máxima la de un varón y la mínima de una mujer, siendo 190 cm y 145 cm respectivamente.

Por lo tanto, las medidas máximas y mínimas se determinan de la siguiente manera:

$$H_{\max} = 190 \text{ cm} \quad H_{\min} = 145 \text{ cm}$$

- Longitud del segmento brazo ($LB = 0.186 * H$)

$$LB_{\max} = 0.186 * 190 \quad LB_{\min} = 0.186 * 145$$

$$LB_{\max} = 35.34 \text{ cm} \quad LB_{\min} = 26.97 \text{ cm}$$

- Longitud del segmento antebrazo ($LA = 0.146 * H$)

$$LA_{\max} = 0.146 * 190 \quad LA_{\min} = 0.146 * 145$$

$$LA_{\max} = 27.74 \text{ cm} \quad LA_{\min} = 21.17 \text{ cm}$$

Sabiendo las dimensiones mínimos y máximos de los brazos de los posibles usuarios, se procede a obtener el peso de este, para lo cual se usará los parámetros inerciales aportados por Clauser en 1969, que se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 9.

Parámetros inerciales aportados por Clauser en 1969

SEGMENTO	MASA
Cabeza y cuello	7.3%
Tronco	50.7%
Brazo	2.6%
Antebrazo	1.6%
Mano	0.7%
Muslo	10.3%
Pantorrilla	4.3%
Pie	1.5%

Nota: Tomado de Soto & Gutiérrez, (1996)

Tomando en cuenta la información anterior, determinaremos el peso del miembro superior por segmentos suponiendo que el usuario pesa 100 kilogramos.

Peso máx. = 100 kg

- **Peso segmento brazo (2.6%P)**
 $0.026 * 100 = 2.6 \text{ Kg}$
- **Peso segmento antebrazo (1.6%P)**
 $0.016 * 100 = 1.6 \text{ Kg}$
- **Peso segmento mano (0.7%P)**
 $0.007 * 100 = 0.7 \text{ Kg}$

Peso Total= 2.6 + 1.6 + 0.7 = 4.9 Kg

Gracias al software SolidWorks podemos obtener el peso aproximado del exoesqueleto.

Tabla 10.

Pesos aproximados para los cálculos

Segmento	Masa Corporal (Kg)	Masa Estructura (Kg)
Brazo	2.6	0.334
Antebrazo	1.6	0.342
Miembro Superior	4.9	2.951

3.2.5 Selección de material

Considerando el avance de la tecnología, específicamente de las impresiones en 3D y las múltiples posibilidades a la hora de fabricar objetos, se optó por este procedimiento para la fabricación de este exoesqueleto.

Se sabe que para las impresiones en 3D hay una gran variedad de materiales con los cuales se pueden llevar a cabo, por lo cual se realiza un análisis con las ventajas y desventajas de los materiales disponibles dentro del país, para que de ese modo se seleccione el material más conveniente para este uso.

Se optó por analizar PLA (Ácido Poliláctico), ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno), Nylon y Fibra de carbono; ya que estos son los materiales que se pueden encontrar con mayor facilidad en el Perú. (3Dprint, 2020)

Se tendrá en cuenta los siguientes criterios:

- El material debe tener una dureza para soportar el peso del brazo y las cargas hechas por los servomotores.
- El material debe tener una durabilidad considerable para así tener una referencia de la vida útil que tendrá el mecanismo.
- El material debe ser fácil de obtener y manipular.
- El material no debe ser nocivo con el medio ambiente.
- El material no debe ser costoso para no encarecer el proyecto.

Tabla 11.

Selección de material

Material	PLA	ABS	NYLON	FIBRA DE CARBONO
Dureza	Alta	Alta	Alta	Muy alta
Flexibilidad	Baja	Media	Alta	Media
Durabilidad	Media	Alta	Alta	Muy alta
Dificultad de uso	Baja	Media	Media	Media
Reciclable	Si	Si	Si	Si
Costo	Accesible	Accesible	Costoso	Costoso

Nota: Tomado de all3dp, (2020)

Tabla 12.

Puntaje del Material

Material	PLA	ABS	NYLON	FIBRA DE CARBONO
Dureza	8	8	8	10
Flexibilidad	4	6	8	6
Durabilidad	6	8	8	10
Dificultad de uso	8	6	6	6
Reciclable	10	10	10	10
Costo	10	10	0	0
Total	46	48	40	42

Fuente: Elaboración propia

Siendo el ABS el material con más puntaje de acuerdo a los criterios presentados anteriormente se tomará sus propiedades para los cálculos posteriores.

3.2.6 Selección de componentes electrónicos

3.2.6.1 Selección de servomotor espalda

ITEM	MOTOR ACTUADOR	CARACTERISITICAS	PUNTAJE	TOTAL
1	Motor a pasos Nema 17	Par motor = 52 Kg.cm	4	22
		Tensión de trabajo = 15 - 40V	4	
		Costo = \$ 40	10	
		Poca disponibilidad	4	
2	Motor DC Gear	Par motor = 100 Kg.cm	8	32
		Tensión de trabajo = 24V	4	
		Costo = \$ 245	10	
		Disponibilidad inmediata	10	
3	Servomotor HS-1005SGT	Par motor = 110 Kg.cm	10	36
		Tensión de trabajo = 12V	10	
		Costo = \$ 435	6	
		Disponibilidad inmediata	10	

3.2.6.2 Selección de servomotor hombro

ITEM	MOTOR ACTUADOR	CARACTERISITICAS	PUNTAJE	TOTAL
1	Motor a pasos Nema 23	Par motor = 25 Kg.cm	10	34
		Tensión de trabajo = 4.2 V	10	
		Costo = \$ 105	4	
		Disponibilidad inmediata	10	
2	Servomotor Brushlees Metal Gear One	Par motor = 25 Kg.cm	10	38
		Tensión de trabajo = 7.4 V	8	
		Costo = \$ 85	10	
		Disponibilidad inmediata	10	
3	Motor JGB37-550	Par motor = 25 Kg.cm	10	26
		Tensión de trabajo = 12V	4	
		Costo = \$ 90	8	
		Poca disponibilidad	4	

3.2.6.3 Selección de servomotor codo

ITEM	MOTOR ACTUADOR	CARACTERISITICAS	PUNTAJE	TOTAL
1	Motor Reductor Alto Torque	Par motor = 10 Kg.cm	10	40
		Tensión de trabajo = 12 V	10	
		Costo = \$ 25	10	
		Disponibilidad inmediata	10	
2	Motor Reductor sin Escobillas	Par motor = 10 Kg.cm	10	38
		Tensión de trabajo = 12 V	10	
		Costo = \$ 27	8	
		Disponibilidad inmediata	10	
3	Uxcell JGB37- 550 Motor DC	Par motor = 10 Kg.cm	10	36
		Tensión de trabajo = 12 V	10	
		Costo = \$ 70	6	
		Disponibilidad inmediata	10	

3.2.6.4 Selección de tarjeta controladora.

ITEM	TARJETA MICROCONTROLADORA	CARACTERISITICAS	PUNTAJE	TOTAL
1	Arduino UNO	Input / Output: 14 I/O (digitales) y 6 I (analógicas)	10	44
		S.O. Compatible: Windows, Mac OS, Linux.	8	
		Tensión de trabajo = 5 V	8	
		Comunicación USB y UART	10	
		Costo = \$ 15	8	
2	Arduino MINI PRO	Input / Output: 14 I/O (digitales) y 6 I (analógicas)	10	48
		S.O. Compatible: Windows, Mac OS, Linux.	8	
		Tensión de trabajo = 3.5 - 5 V	10	
		Comunicación USB y UART	10	
		Costo = \$ 9	10	
3	Raspberry Pi	Input / Output: 40 I/O (digitales) y 15 I (analógicas)	10	42
		S.O. Compatible: Windows, Mac OS, Linux.	10	
		Tensión de trabajo = 5 V	6	
		Comunicación USB y UART	10	
		Costo = \$ 36	6	

3.2.6.5 Selección de tarjeta controladora de servos.

ITEM	TARJETA CONTROLADORA SERVOS	CARACTERISITICAS	PUNTAJE	TOTAL
1	Micro Maestro Pololu	Canales: 6	10	50
		Comunicación USB y UART	10	
		Tensión de trabajo = 3 - 16 V	10	
		Costo = \$ 18	10	
		Control de velocidad por canal	10	
2	Controlador Pca9685	Canales: 16	10	46
		Comunicación USB y UART	10	
		Tensión de trabajo = 5 V	8	
		Costo = \$ 25	8	
3	Controlador Elecmaster	Control de velocidad por canal	10	44
		Canales: 16	10	
		Comunicación USB y UART	10	

Tensión de trabajo = 5 V	8
Costo = \$ 30	6
Control de velocidad por canal	10

3.2.7 Circuitos del mecanismo.

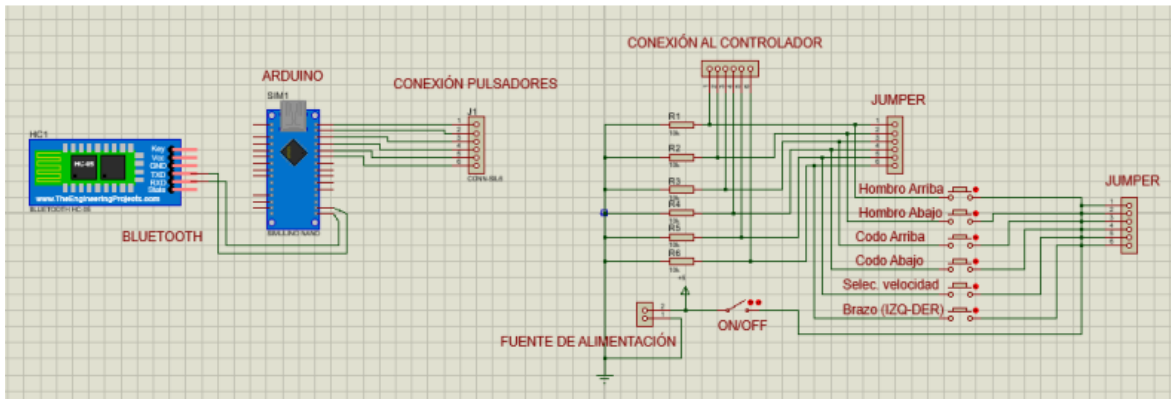


Figura 15 circuito de conexión inalámbrico

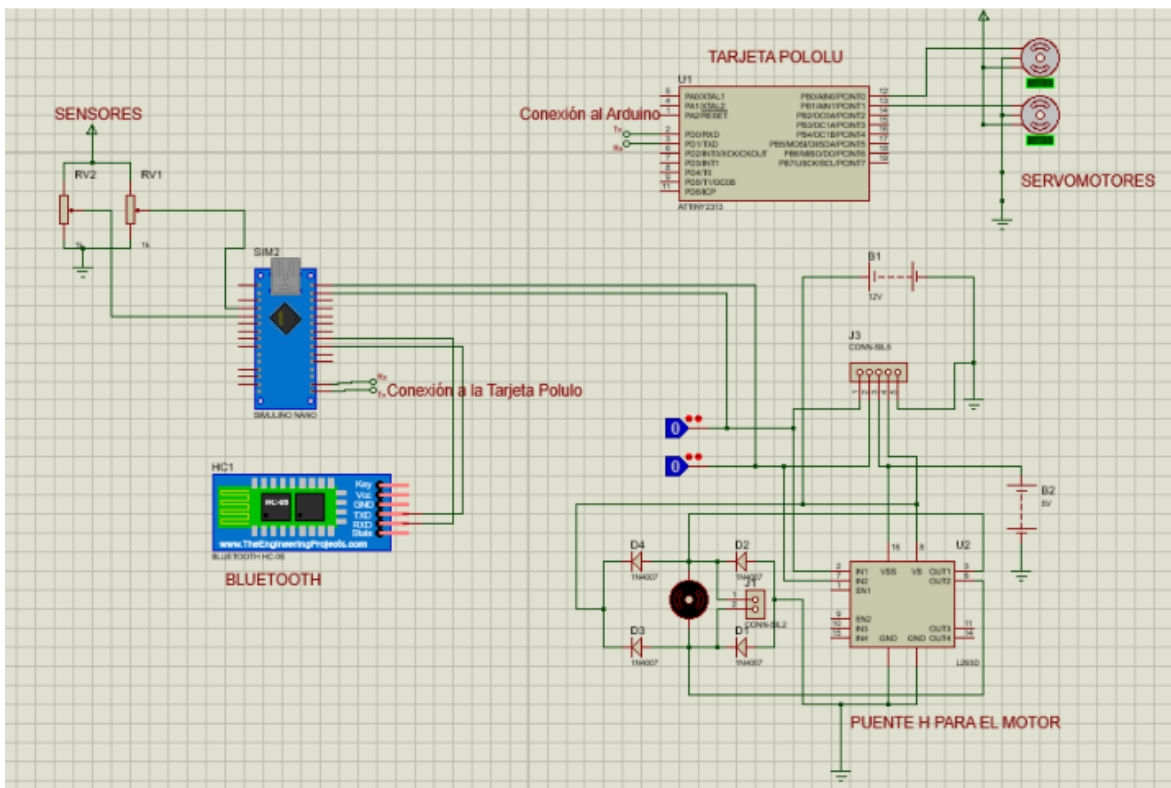


Figura 16 Circuito de control

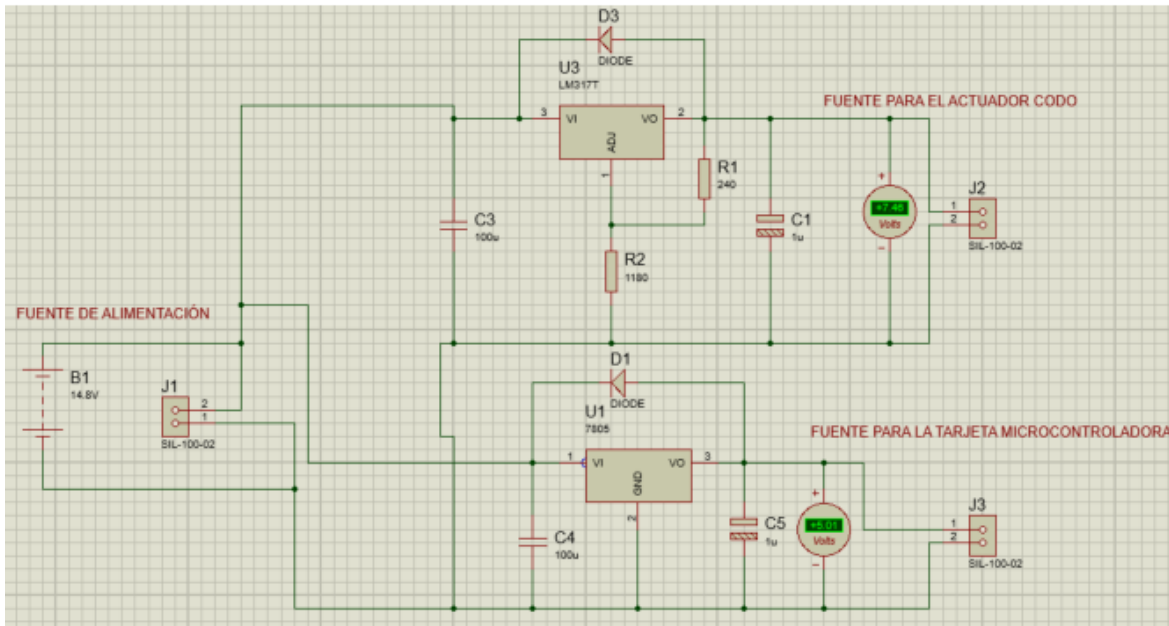


Figura 17 Circuito de alimentación

3.2.8 Análisis de grados de libertad

Para determinar los grados de libertad del mecanismo exoesqueleto utilizaremos el criterio de kutzbach – Grübler, el cual se muestra a continuación. (Shigley & Uicker)

$$GDL = 3(n-1) - 2P_I - P_{II} \quad \text{Ecuación 1 Análisis de grados de libertad}$$

Donde:

GDL= grados de libertad total del mecanismo

n = número de eslabones (incluyendo el eslabón fijo)

P_I = número de pares inferiores (un grado de libertad)

P_{II} = número de pares inferiores (dos grados de libertad)

Considerando el apoyo del hombro como eslabón fijo, la unión de dicho eslabón del hombro con el brazo, el eslabón del brazo mismo y el del antebrazo, suman 4; por lo tanto, n toma el valor de 4.

Con respecto a los pares inferiores, encontramos 3; con la peculiaridad que estos 3 pares inferiores son de 1 grado de libertad.

Por lo cual los datos para desarrollar la ecuación anterior quedarían de la siguiente manera:

$$n = 4$$

$$P_I = 3$$

$$P_{II} = 0$$

Al desarrollar la ecuación con los datos, resulta lo siguiente:

$$GDL = 3(n - 1) - 2P_I - P_{II}$$

$$GDL = 3(4 - 1) - 2*3 - 0$$

$$GDL = 3(3) - 6$$

$$GDL = 9 - 6$$

$$GDL = 3$$

Por lo tanto, se afirma que el mecanismo tiene 3 grados de libertad.

3.2.9 Análisis estático de la estructura del mecanismo:

Se realiza con el fin de comprobar que el diseño sea el adecuado y cumple con los requerimientos necesarios de peso y fuerzas aplicadas en el mismo.

$$F = m \times a \quad \text{Ecuación 2 Fuerza}$$

$$F = (mb + ma + mm + me + 3ms) \times a$$

Donde:

- mb es masa de brazo
- ma es masa de antebrazo
- mm es masa de mano
- me es masa del exoesqueleto
- ms es masa de servomotor

$$F = (2.6 + 1.6 + 0.7 + 2.95 + 3 * (0.61)) \text{ kg} * 9.8 \text{ ms}^2$$

$$F = 94.86 \text{ N}$$

Cálculo de la sección del brazo exoesqueleto

El material a utilizar es el ABS con $S_y = 34.96 \text{ MPa}$

El factor de diseño que se ocupa es de $N = 2$, se selecciona este valor debido a que se utiliza para diseñar estructuras bajo cargas estáticas, para las que haya un alto grado de confianza en todos los datos de diseño. (Mott, 2006)

Diagrama de cuerpo libre del brazo

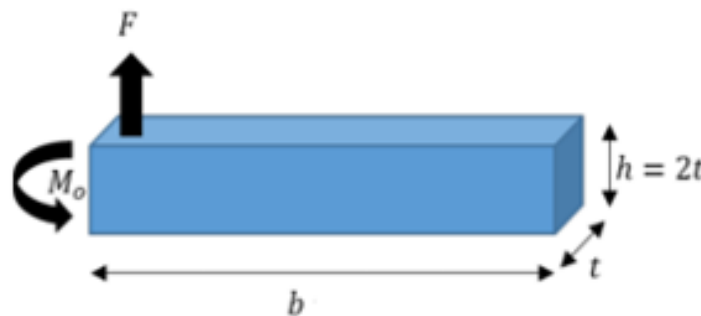


Figura 18. Diagrama de cuerpo libre

Se determina el esfuerzo de diseño con la siguiente ecuación:

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} = \frac{34.96 \text{ MPa}}{2} = 17.48 \text{ MPa} \quad \text{Ecuación 3 Esfuerzo de diseño}$$

Con la fuerza que se aplica al brazo y la longitud que posee el brazo, se puede calcular el momento el cual se determina de la siguiente manera:

$$M_o = F \cdot b$$

$$M_o = (94.86 \text{ N}) (0.3 \text{ m})$$

$$M_o = 28.458 \text{ Nm}$$

El esfuerzo máximo de flexión se determina con la ecuación:

$$\sigma = \frac{M_o}{Z} \quad \text{Ecuación 4 Esfuerzo máximo de flexión}$$

Se necesita determinar el coeficiente de sección, por lo tanto, al despejar la Z de la ecuación, queda de la siguiente manera:

$$Z = an \frac{M_o}{\sigma_d} = \frac{28.458 \text{ Nm}}{17.48 \text{ MPa}} = 1.62803 \times 10^{-6} \text{ m}^3 = 1628.03 \text{ mm}^3$$

El módulo de sección es dado por:

$$Z = \frac{th^2}{6} \quad \text{Ecuación 5 Módulo de sección}$$

La sección transversal es $h = 2t$

Por lo tanto:

$$Z = \frac{t(2t)^2}{6} = \frac{4t^3}{6} = 0.667t^3$$

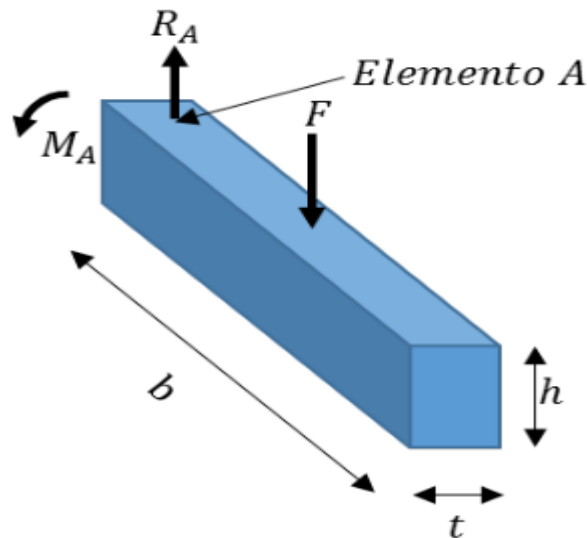
Entonces

$$t = \sqrt[3]{\frac{Z}{0.667}} = \sqrt[3]{\frac{1.62803 \times 10^{-6} m^3}{0.667}} = 13.46415 \times 10^{-3} m = 13.47 \text{ mm}$$

Donde la altura $h = 2t$

$$h = 2(13.47)$$

$$h = 26.94 \text{ mm}$$



Donde: $b = 300 \text{ mm}$

$$t = 14 \text{ mm}$$

$$h = 27 \text{ mm}$$

$$F = 94.86 \text{ N}$$

El área de la sección es $A = t \times h = 14 \text{ mm} \times 27 \text{ mm} = 378 \text{ mm}^2$

La Fuerza Flexionante se obtiene igualando a cero la sumatoria de fuerzas en el eje Y

$$+\uparrow \sum F_y = 0$$

Ecuación 6 Fuerza Flexionante

$$RA - F = 0$$

$$RA = F$$

$$RA = 94.86$$

El Momento Flexionante se obtiene igualando a cero la sumatoria de momentos en el punto A

$$+\circlearrowleft \sum MA = 0 \quad \text{Ecuación 7 Momento Flexionante}$$

$$MA - (F * b) / 2 = 0$$

$$MA = (F * b) / 2$$

$$MA = (94.86N * 300mm) / 2 * (1m/1000mm)$$

$$MA = 14.229 N * m$$

Con el software "MD solid" se confirma los valores obtenidos anteriormente

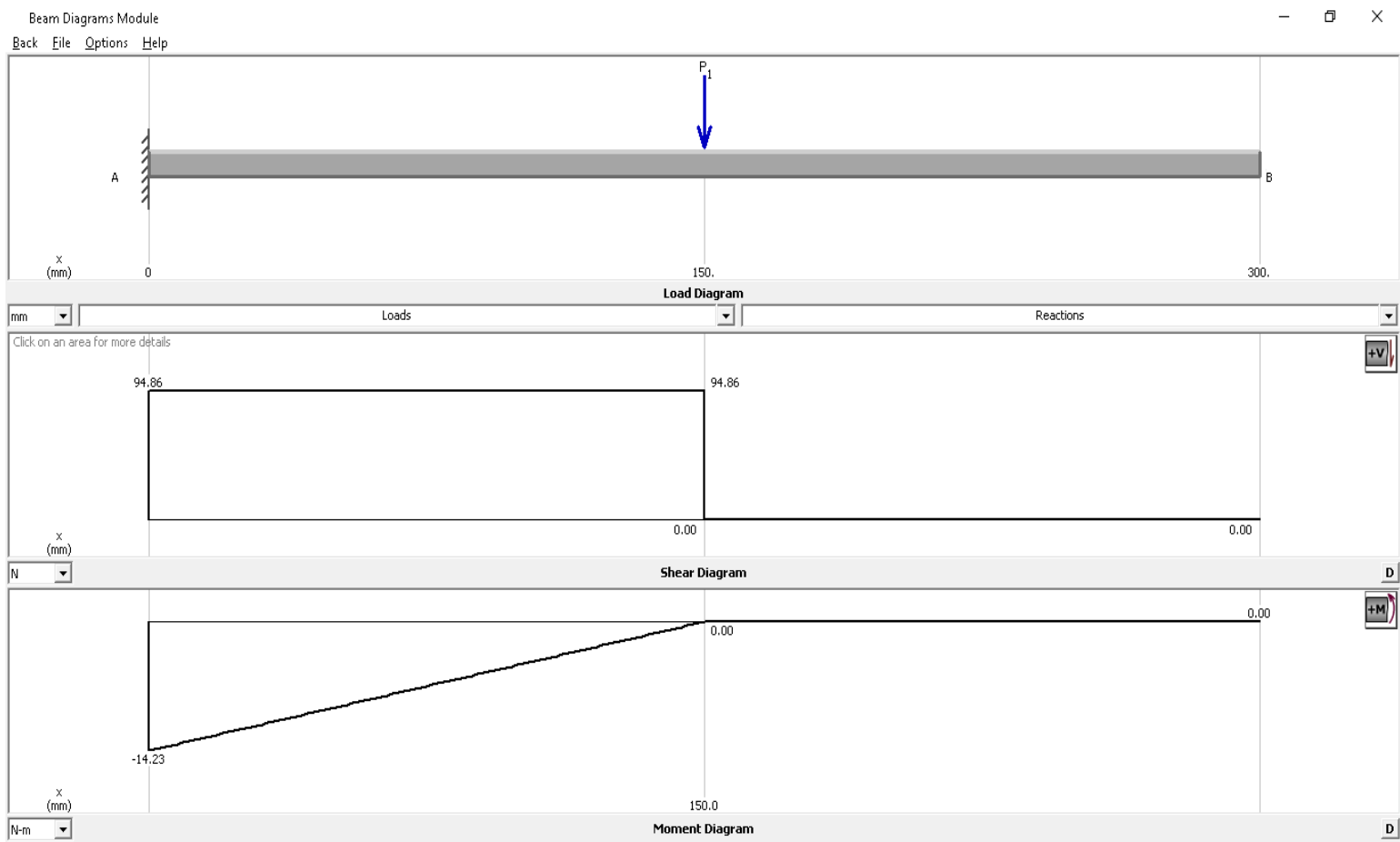


Figura 19. diagrama de tensión y momento máximo

Aplicando la ecuación 5 "módulo de sección".

El módulo de sección es:

$$Z = (14\text{mm} * 378 \text{ mm}^2) / 6$$

$$Z = 882 \text{ mm}^3$$

$$Z = 0.882 * 10^{-6} \text{ m}^3$$

Aplicando la ecuación 4 “esfuerzo máximo de flexión”.

El esfuerzo máximo de flexión es:

$$\sigma = \frac{14.229 \text{ Nm}}{0.882 \times 10^{-6} \text{ m}^3} = 16132653.06 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = 16.13 \text{ MPa}$$

Se halla el esfuerzo cortante

$$\tau_{xy} = \frac{V \times Q}{I \times b} \rightarrow \frac{3V}{2A} \quad \text{Ecuación 8 Esfuerzo cortante}$$

Donde $V = F$

$$\tau_{xy} = \frac{3V}{2A} = \frac{3 \times 94.86 \text{ N}}{2 \times 378 \text{ mm}^2} = 0.3764 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} = 376.4 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$$

El círculo Mohr

$$\sigma_A \sigma_B = \frac{\sigma_A + \sigma_B}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_A + \sigma_B}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad \text{Ecuación 9 Ecuación de círculo de mohr}$$

$$\sigma_A \sigma_B = \frac{16.13 + 0}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{16.13 + 0}{2}\right)^2 + 0.3764^2}$$

$$\sigma_A = 16.14 \text{ MPa}$$

$$\sigma_B = -8.78 \times 10^{-3} \text{ MPa}$$

La teoría de Von misses

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_A^2 - (\sigma_A \sigma_B)^2 + \sigma_B^2} \quad \text{Ecuación 10 Ecuación de Von Misses}$$

$$\sigma' = \sqrt{16.14 \text{ MPa}^2 - ((16.14 \text{ MPa})(-8.78 * 10^{-3} \text{ MPa}))^2 + (-8.78 * 10^{-3} \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma' = 16.14 \text{ MPa}$$

El factor de seguridad

$$n = \frac{34.96 \text{ MPa}}{16.14 \text{ MPa}} = 2.17$$

Con esto confirmamos que el espesor soportará las cargas que se le aplicarán al ser usado por una persona de hasta 100 kilogramos.

Análisis por elementos finitos

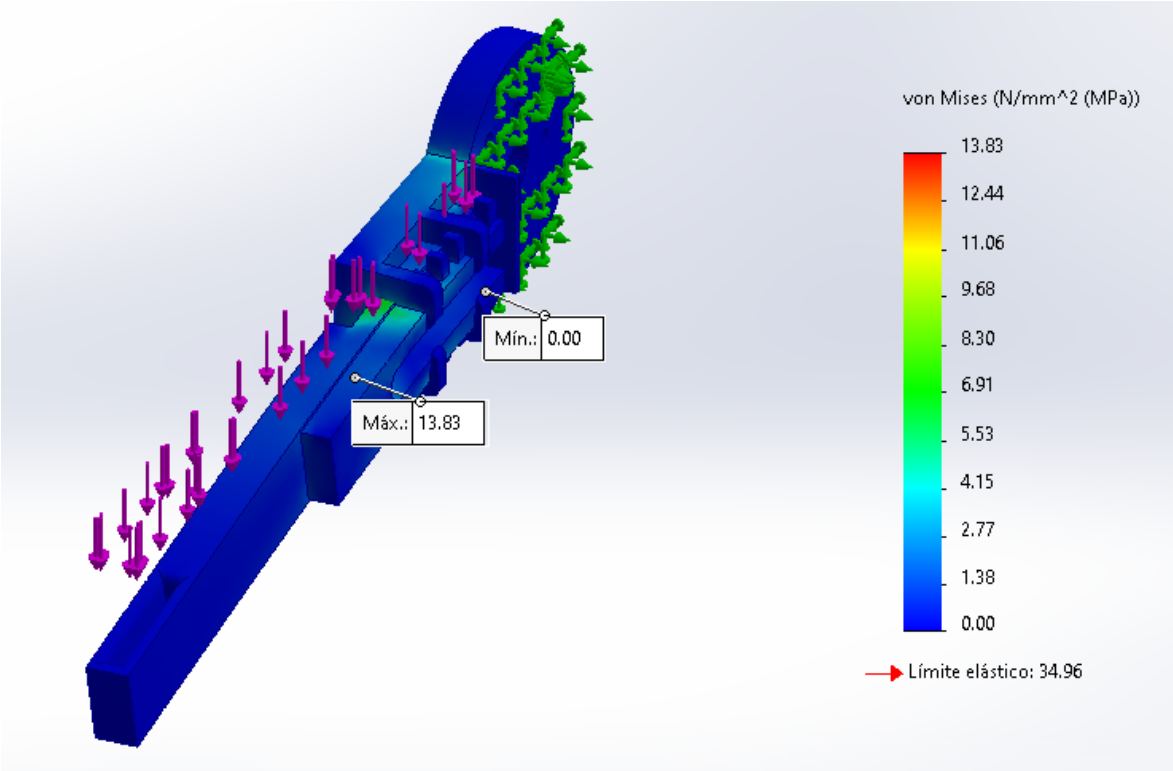


Figura 20 Tensión Von Misses Antebrazo

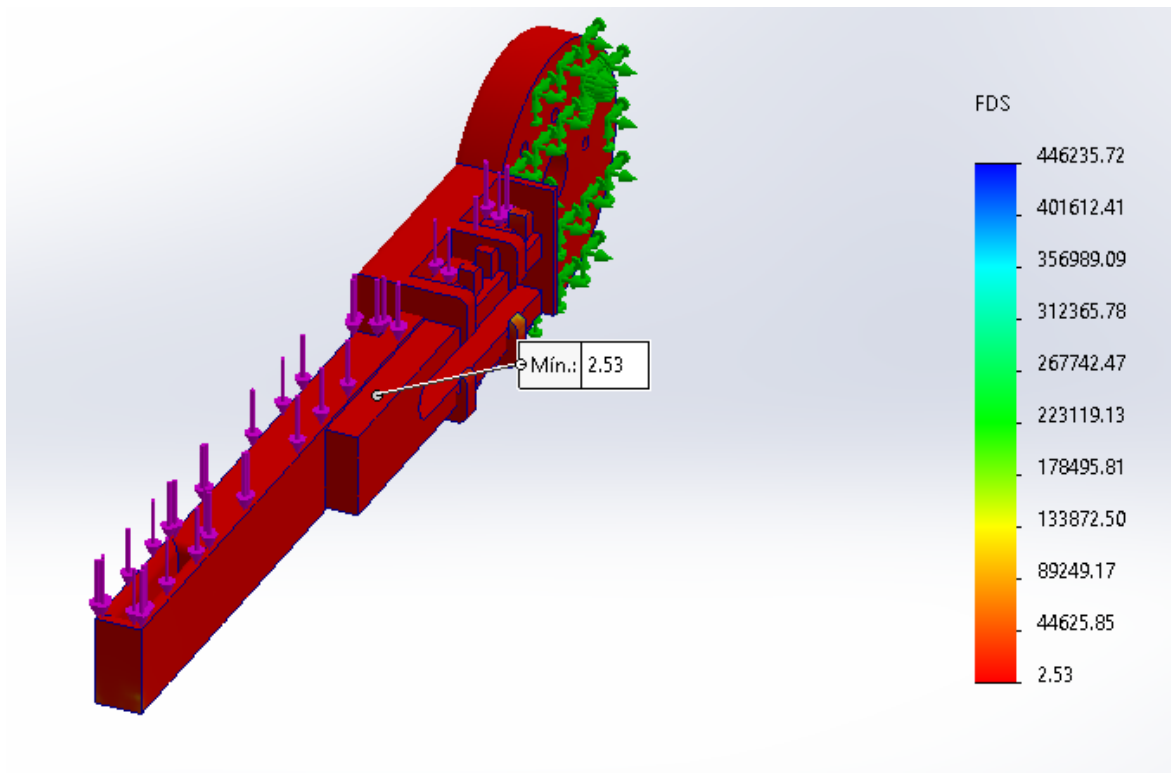


Figura 21 Factor de Seguridad Antebrazo

Al comparar los resultados de cálculo y los resultados de software, se confirma que el mecanismo no presentará falla.

Tensión de Von Mises

- Calculado: 16.14 MPa
- Con software: 13.83 MPa

Factor de seguridad

- Calculado: 2.17
- Con software: 2.53

Se analizó por el mismo método todo el diseño.

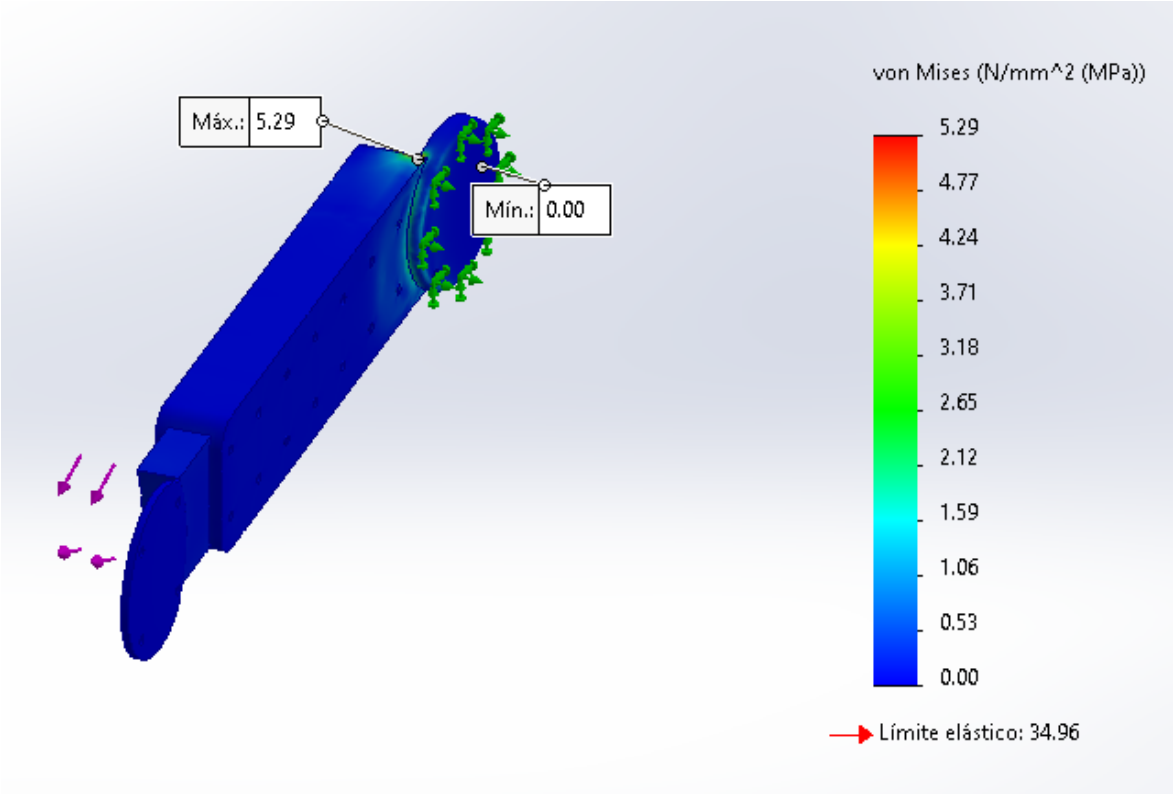


Figura 22 Tensión Von Mises Brazo

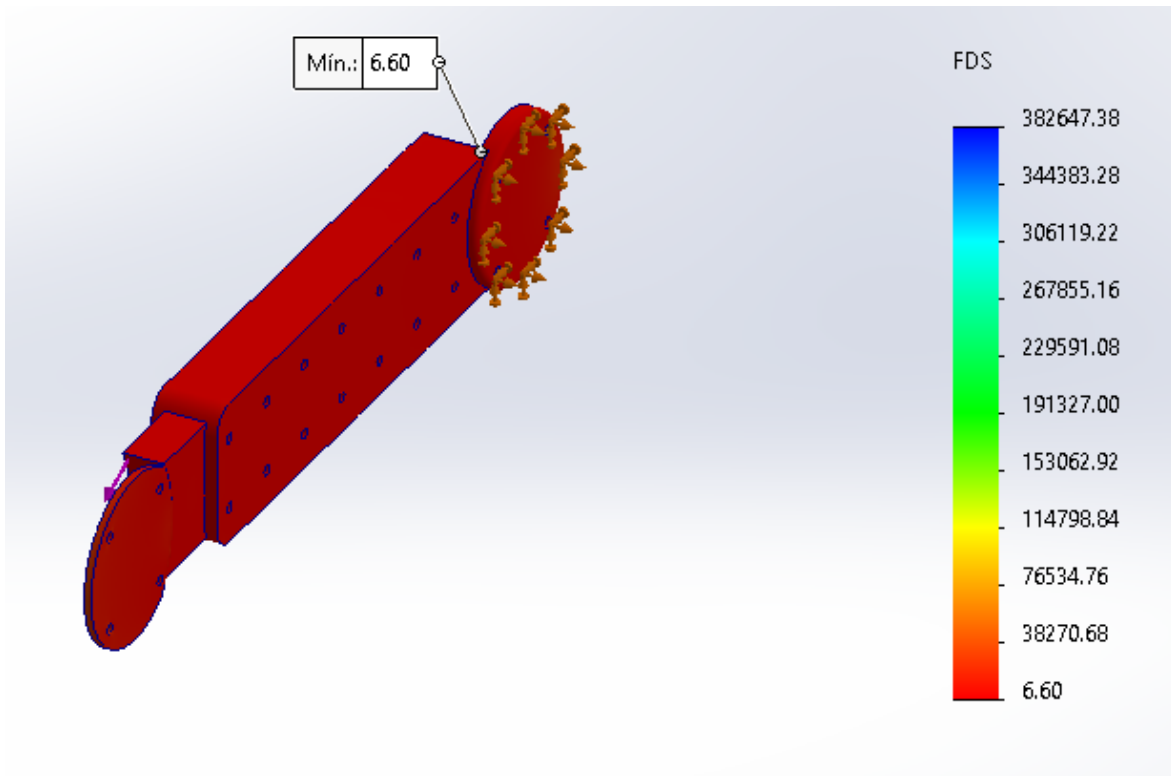


Figura 23 Factor de Seguridad Brazo

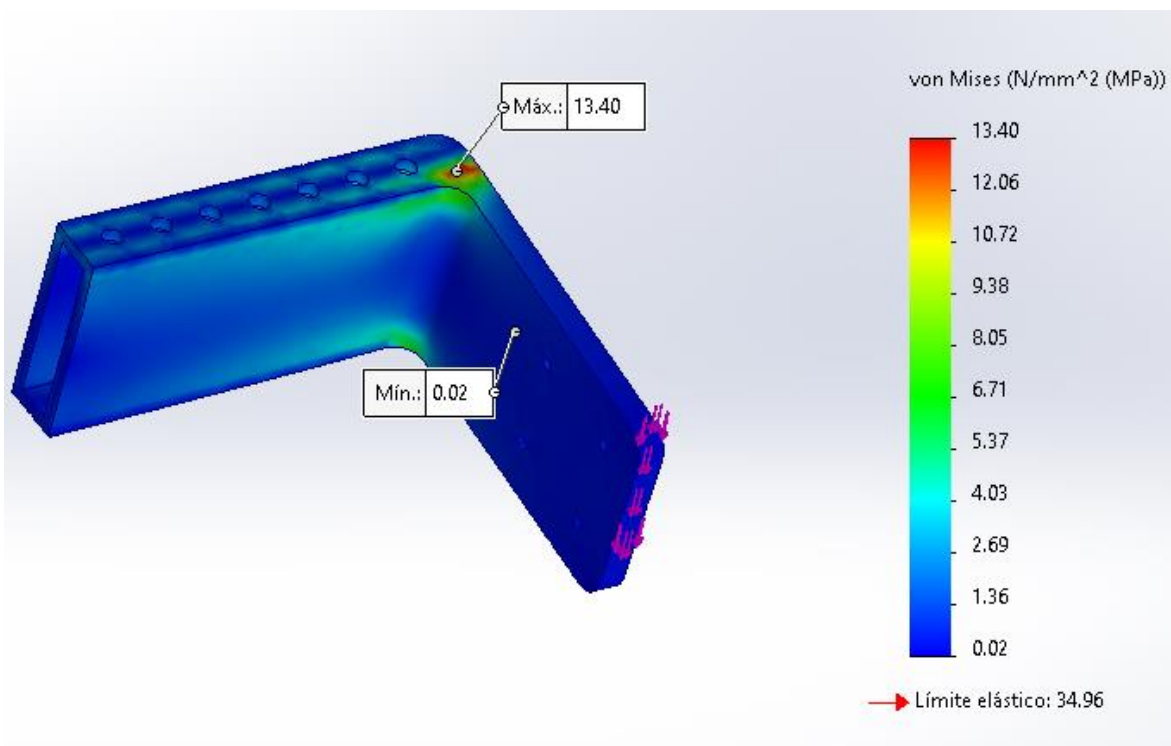


Figura 24 Tensión von Mises Soporte L

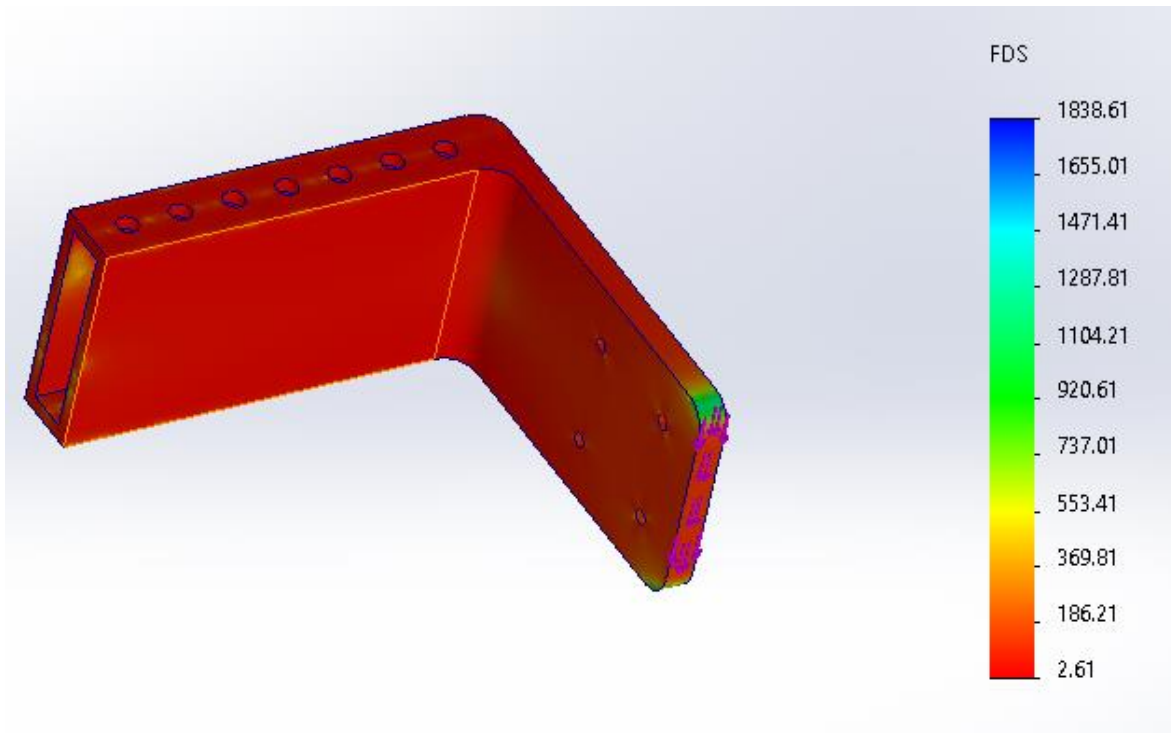


Figura 25 Factor de seguridad Soporte L

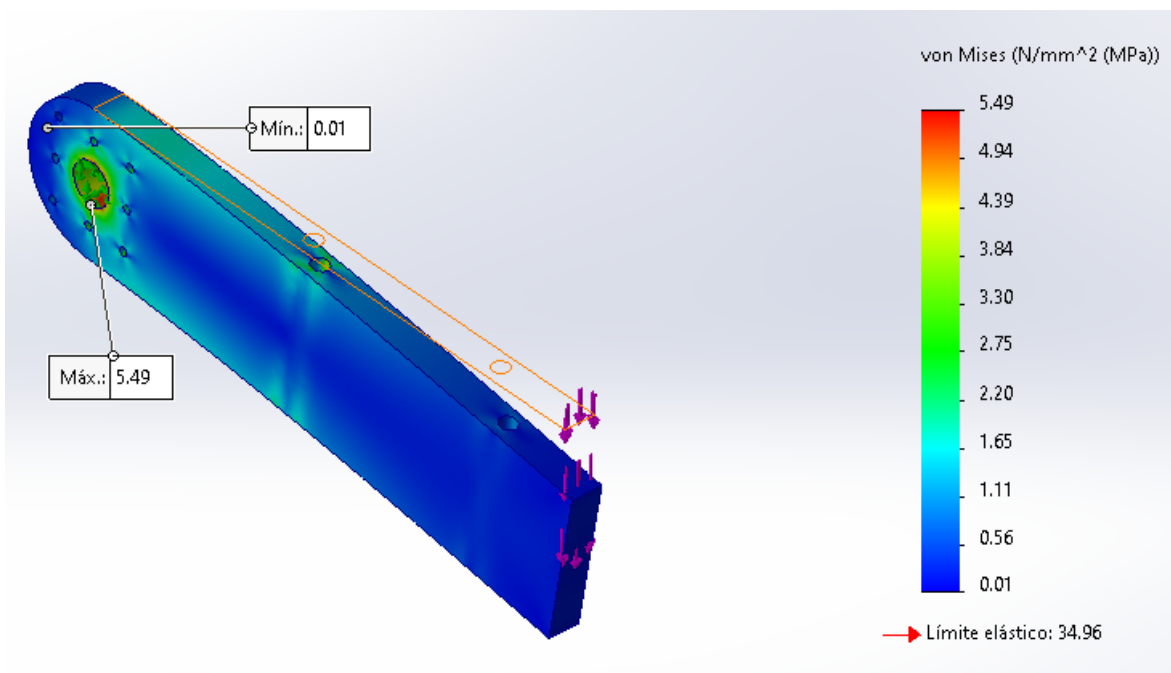


Figura 26 Tensión von Mises Soporte de L

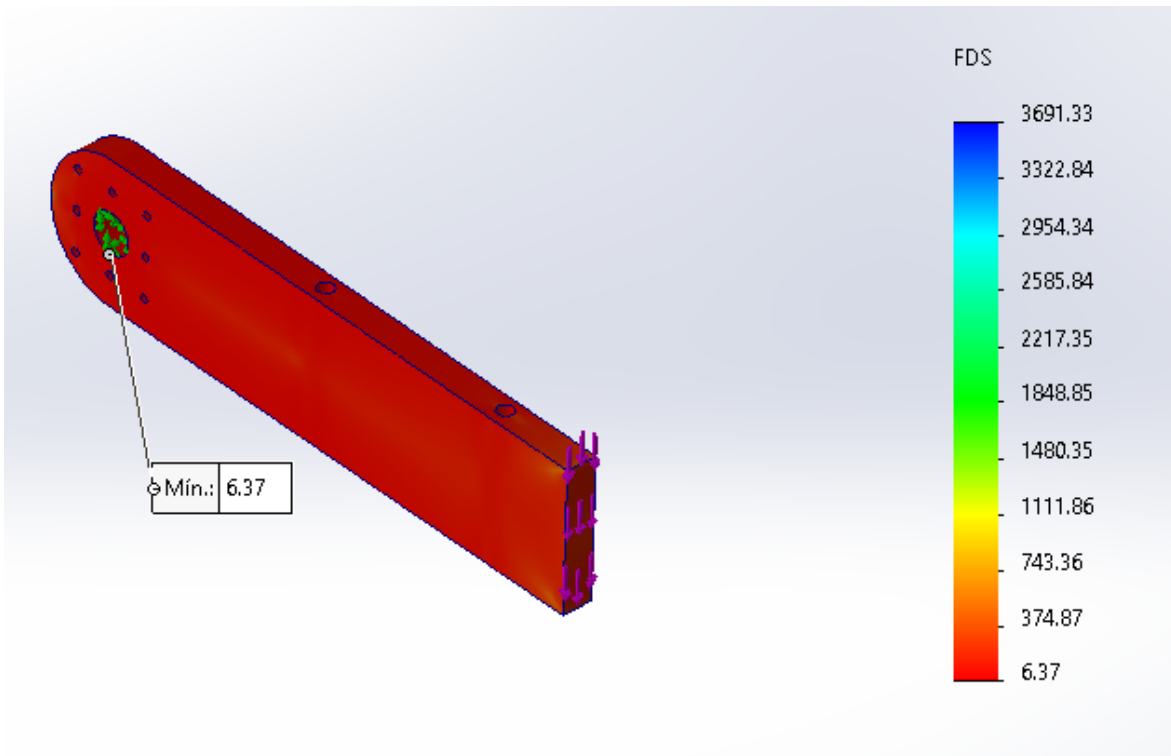


Figura 27 Factor Seguridad Soporte de L

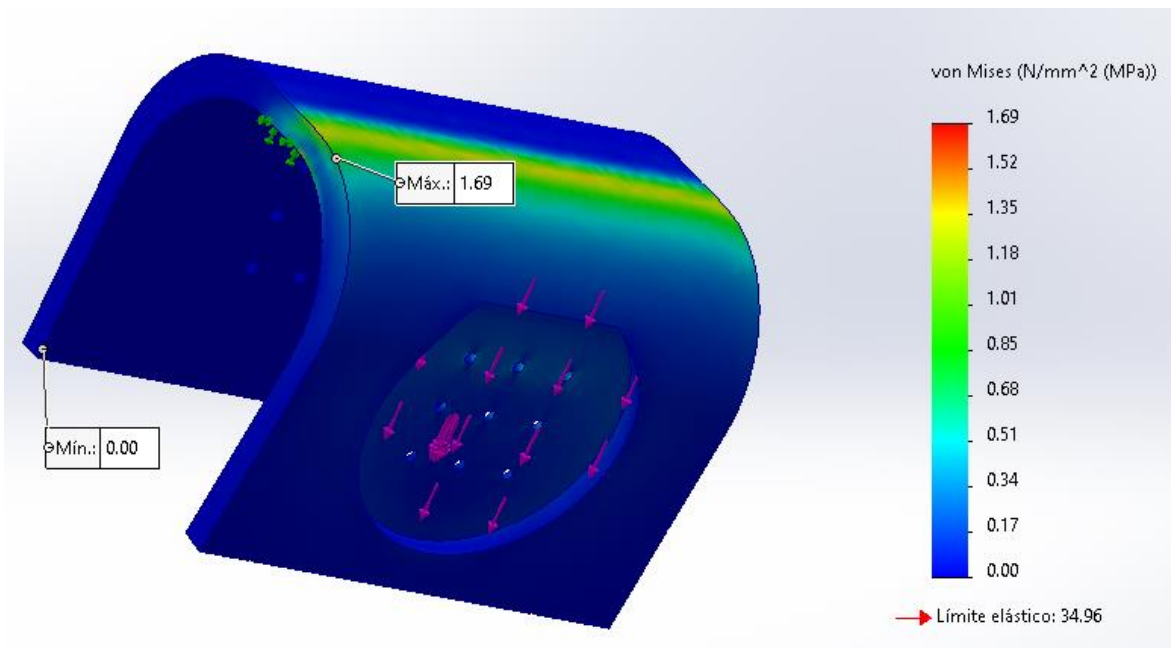


Figura 28 Tensión von Mises Hombro

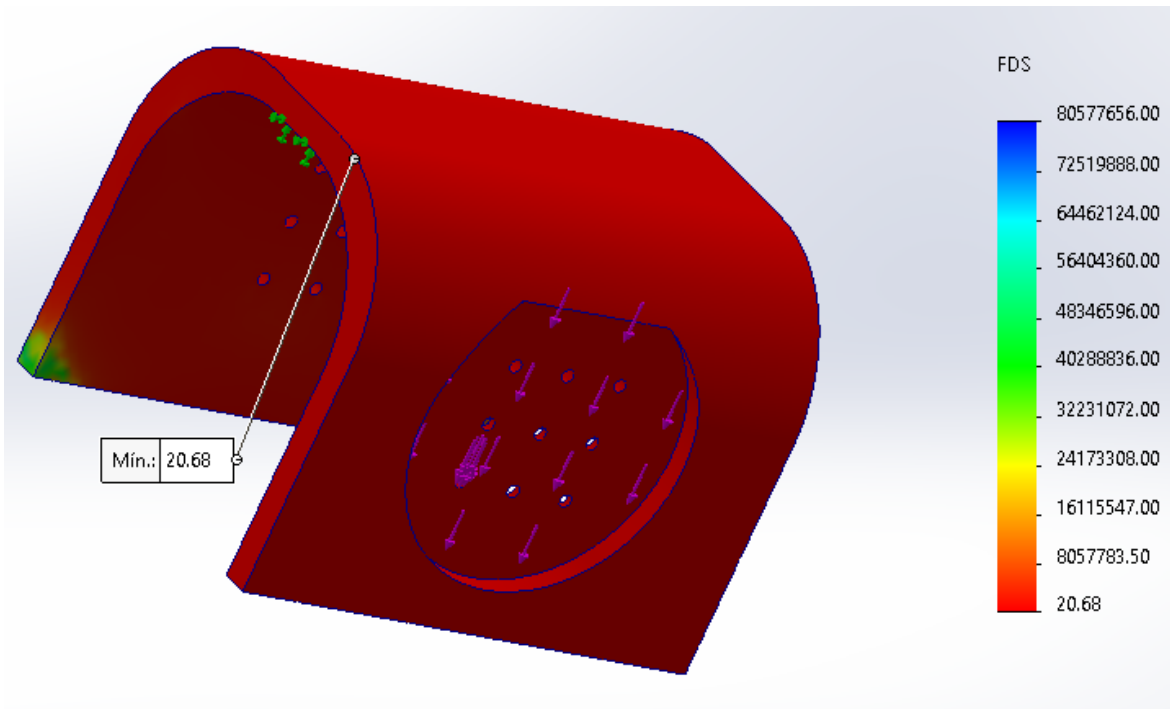


Figura 29 Factor seguridad Hombro

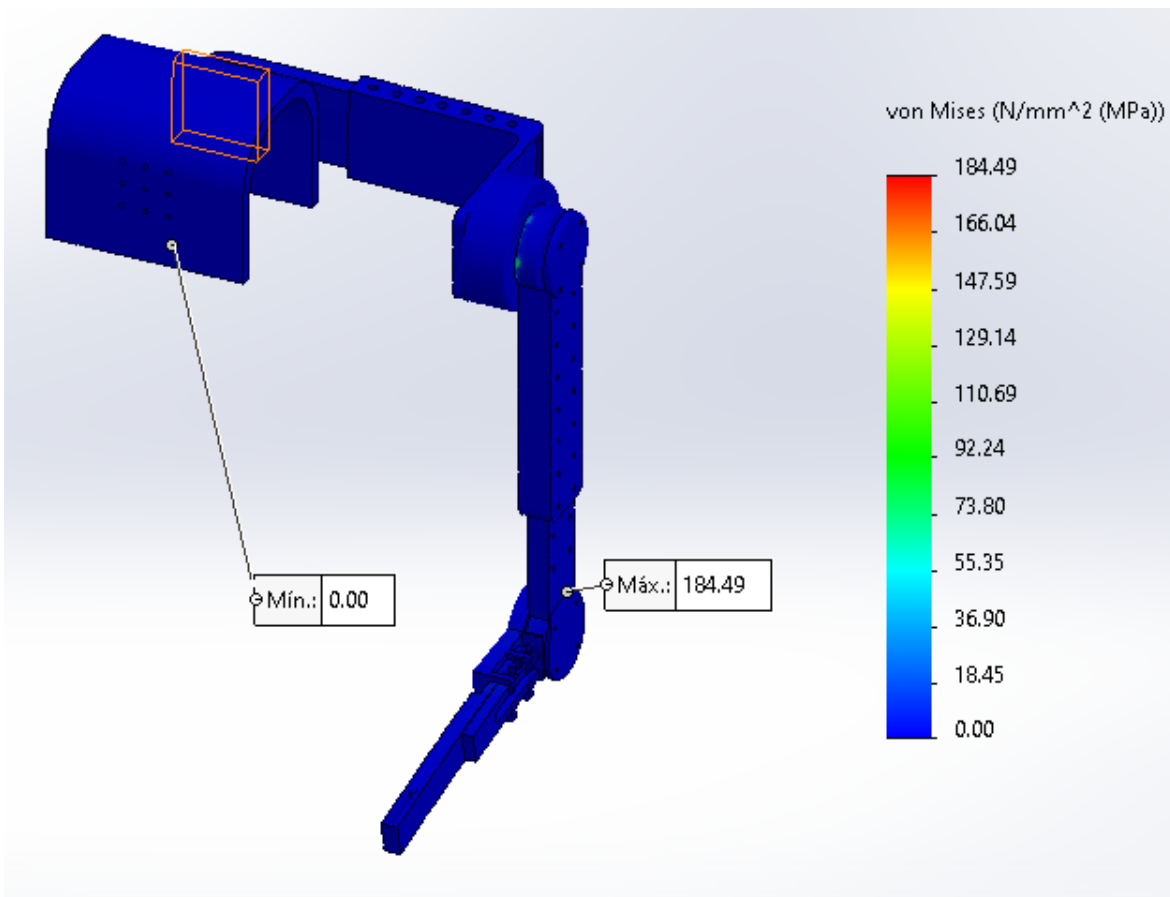


Ilustración 30 Tensión von Mises Completo

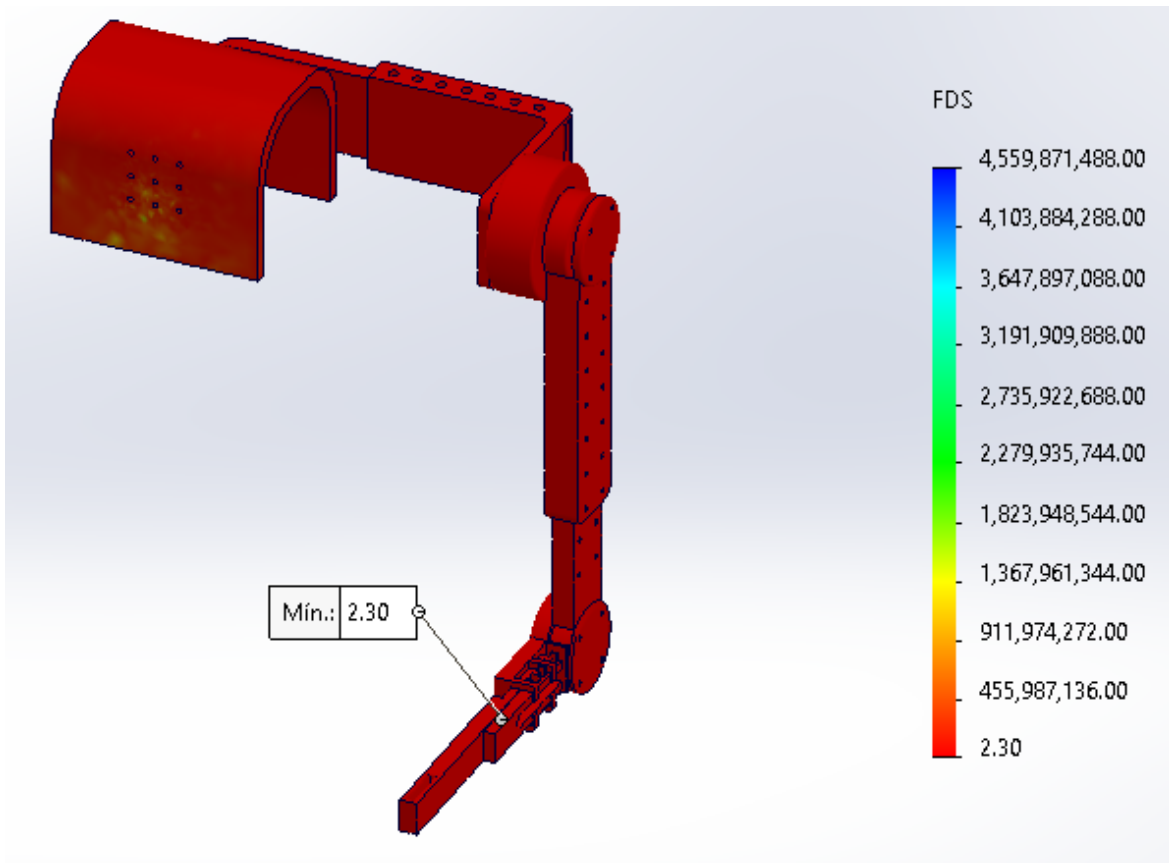


Ilustración 31 Factor de seguridad Completo

3.2.10 Estimación de costo.

Descripcion	Cantidad	Precio Unitario	Precio total
Arduino mini pro	2	9	18
Tarjeta de servos	1	18	18
Modulo Bluetooth	2	7	14
Servomotor Brushless	1	100	100
Servomotor Hitec HS_1005SGT	1	400	400
Servomotor 3	1	28	28
Material de Impresión	2	25	50
Bateria	1	50	50
Servicio de Impresión 3D	1	100	100
			778

4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

Al terminar los cálculos realizados notamos que cumplimos el objetivo principal de diseñar un mecanismo exoesqueleto para rehabilitación de brazo, pudiendo ser usado por personas de hasta 100 kilogramos. El exoesqueleto cumple con los movimientos principales para la rehabilitación de miembro superior, ya sea del miembro superior derecho o izquierdo. Considerando para el diseño un factor de seguridad de 2 ya que tendrá contacto directo con personas con el miembro superior atrofiado.

El material se seleccionó con la finalidad que sea económico y esté disponible en el Perú. El dispositivo es adaptable a los distintos tamaños de los miembros superiores de la población peruana, independientemente del sexo del usuario. Finalmente, los resultados muestran que el mecanismo exoesqueleto apoya al proceso de rehabilitación del miembro superior ya que ayuda al usuario a realizar los principales movimientos del brazo.

4.2 RECOMENDACIONES

Como recomendaciones para próximas investigaciones se recomienda desarrollar el sistema de control para que el dispositivo interprete señales mioeléctricas y en base a estas ejecute los movimientos requeridos.

También es recomendable diseñar el soporte del mecanismo tomando en cuenta el efecto que podría tener el usuario respecto al peso del dispositivo.

Hay cifras que demuestran que existe un gran número de niños que poseen déficits físicos motrices y se debe desarrollar ya que los datos antropométricos varían bastante respecto a la investigación realizada, así que se recomienda hacer un estudio a niños y desarrollar un mecanismo que apoye a su rehabilitación.

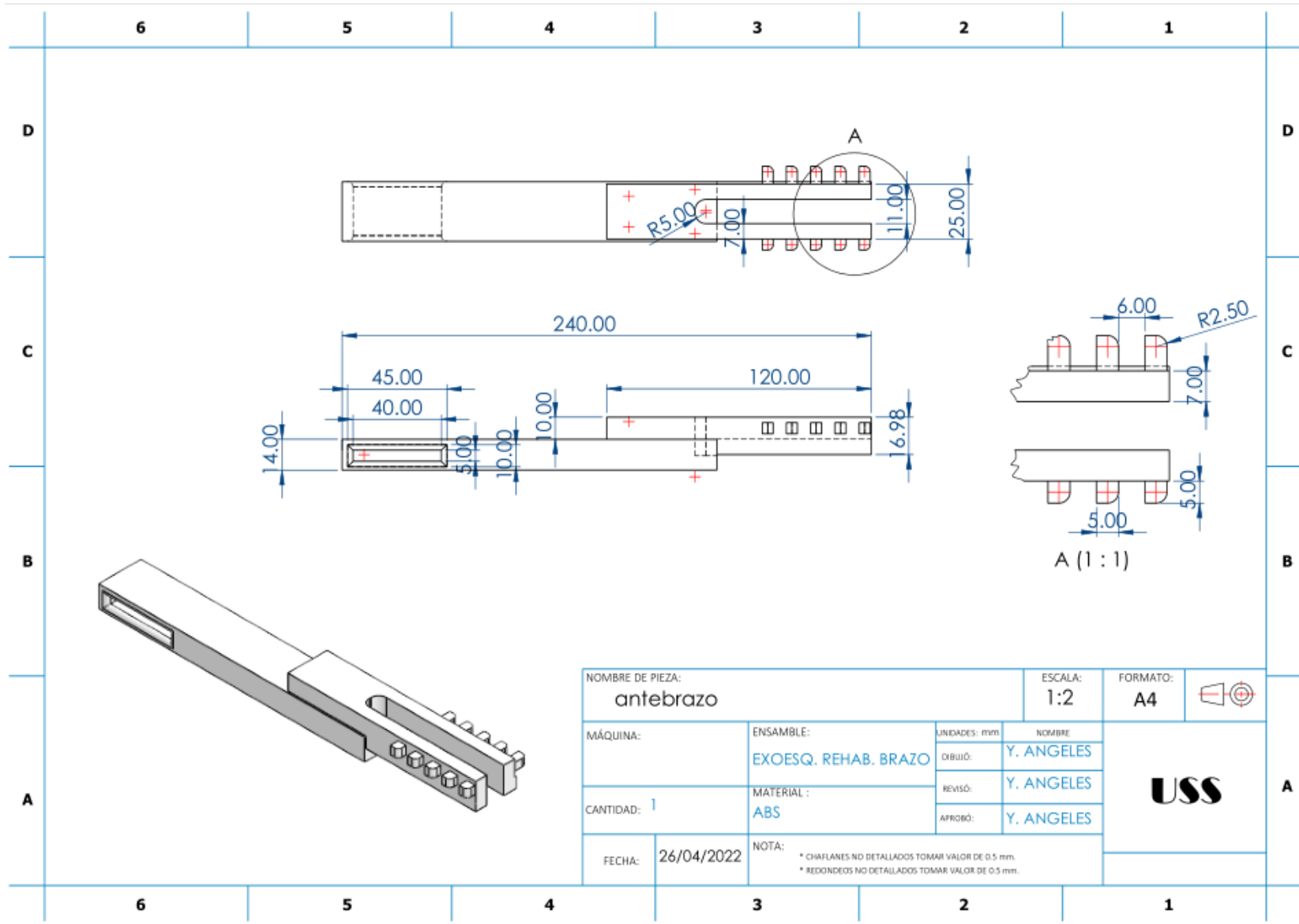
REFERENCIAS

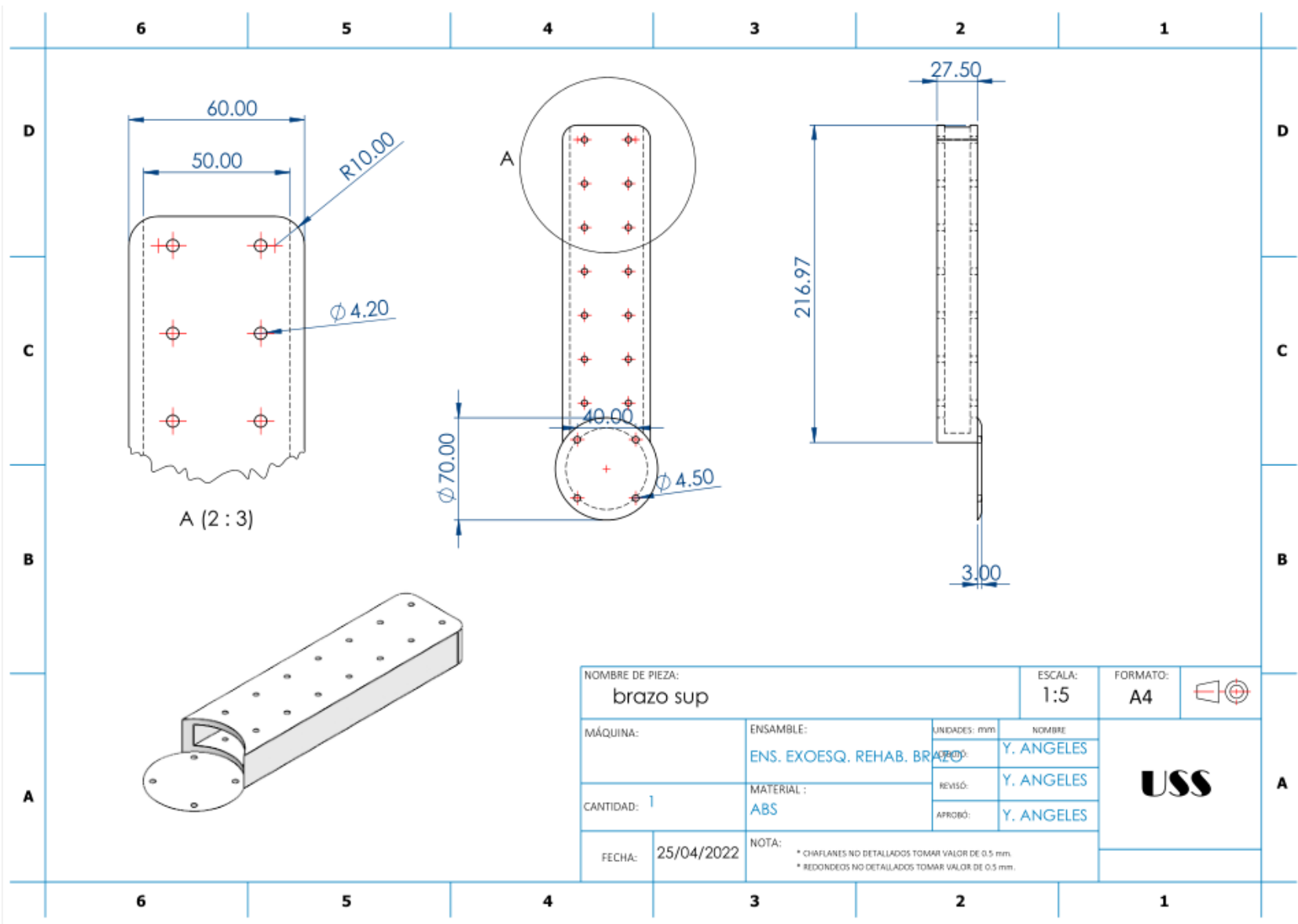
- 3Dprint. (2020). *3Dprint.pe*. Obtenido de 3Dprint.pe: <https://3dprint.pe/categoria-producto/filamentos/>
- all3dp*. (2020). Obtenido de all3dp: <https://m.all3dp.com/es/1/filamento-3d-filamento-impresora-3d/>
- boehringer ingelheim*. (2018). Obtenido de boehringer ingelheim: <https://www.boehringer-ingelheim.es/nota-prensa/despues-de-un-ictus-los-tres-primeros-meses-son-clave-para-la-rehabilitacion-y-evitar-un>
- de los Reyes Guzmán, A., Fernández García, L., Alvarez Rodríguez, M., Lozano Berrio, V., Domingo García, A. M., & Ceruelo Abajo, S. (10 de Septiembre de 2021). Realidad virtual de bajo coste. Una nueva aplicación para rehabilitación motora de los miembros superiores en patología neurológica: Estudio piloto. *Rehabilitación*, . Obtenido de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0048712021000736>
- Galán Cutipa, F. W. (2017). *diseño, implementación y control de un exoesqueleto para rehabilitacion de extremidades superiores (tesis post grado)*. Universidad de Piura, Piura, Perú.
- Ganesana, Y., Gobeea, S., & Vickneswary , D. (2015). *ScienceDirect*. Obtenido de Sciencedirect: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S187705091503776X>
- García-Porrero, J. A., Hurlé, J. M., & Benites Padilla, G. (2013). *ELibro*. Obtenido de Anatomía humana: <https://elibro.net/es/ereader/bibsipan/50188?page=186>.
- Gasperini, G., Rossini, M., Proserpio, D., Immick, N., Augsten, A., Pedrocchi, A., . . . Molteni, F. (2018). Hybrid robotic system combining passive exoskeleton and functional electrical stimulation for upper limb stroke rehabilitation: Preliminary results of the retrainer multi-center randomized controlled trial. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 61, e94. Obtenido de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877065718302744>
- GESTIÓN*. (2016). Obtenido de gestion.pe: <https://gestion.pe/tendencias/mapa-estatura-peruanos-altos-bajos-mundo-147026-noticia/>
- Gil Heao, G. A., Moreno Arango, J. D., Gómez Rendón , J. F., Becerra Velásquez, J., & Orozco Téllez, C. H. (septiembre de 2018). Rehabilitación temprana de fracturas de mano con órtesis robóticas. Reporte de caso. *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, 184-190. Obtenido de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0120884518300361>
- Ibarra Lúzar, J. I., Pérez Zorrilla, E., & Fernandez García, C. (2005). *Electromiografía Clínica*. Obtenido de [sciencediret.com: https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0048712005743607](https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0048712005743607)

- Instituto Nacional de Estadísticas e Informática (INEI). (2017). *Instituto Nacional de Estadísticas e Informática*. Obtenido de Instituto Nacional de Estadísticas e Informática: <https://www.inei.gob.pe/>
- Jianfeng, L., Qiang, C., Mingjie, D., & Chunzhao, Z. (febrero de 2021). Compatibility evaluation of a 4-DOF ergonomic exoskeleton for upper limb rehabilitation. *Mechanism and Machine Theory*, 156, . Obtenido de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X20303633>
- Jianfeng , L., Qiang, C., Chunzhao, Z., Chunjing, T., & Run, J. (2019). Position solution of a novel four-DOFs self-aligning exoskeleton mechanism for upper limb rehabilitation,. *Mechanism and Machine Theory*, 141, 14-39. Obtenido de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X1832216X>
- Li, J., Cao, Q., Zhang, C., Tao, C., & Ji, R. (2019). *ELSEVIER*. Obtenido de ELSEVIER: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0094114X1832216X>
- Lu, T.-L., & Chang, C.-F. (2012). *Biomechanics of human movement and its clinical applications*. Taiwan.
- Ma, G., Lin, M., & Wang, Q. (2016). *IEEE xplore*. Obtenido de IEEE xplore: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7733980/references#references>
- Ministerio de la Mujer y personas vulnerables. (s.f.). *MIN.gob.pe*. Obtenido de <https://www.mimp.gob.pe/webs/mimp/herramientas-recursos-violencia/contenedor-dgcvg-recursos/contenidos/Legislacion/Ley-general-de-la-Persona-con-Discapacidad-29973.pdf>
- Ministerio de Salud. (2012). *Programa de prevención y manejo de condiciones secundarias de salud en personas con discapacidad*. Obtenido de Ministerio de Salud: <https://www.minsa.gob.pe/presupuestales2017/doc2018/pp/anexo/8/ANEXO2.pdf>
- Mott, R. (2006). *diseño de elemento de máquinas*.
- Noguera, M. (2015). *Bases de Anatomía Topográfica*.
- Organizacion Mundial de la Salud (OMS). (2016). *Organizacion Mundial de la Salud*. Obtenido de OMS: <https://www.who.int/es>
- Pons, J. L. (2008). *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Obtenido de Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons: <https://www.wiley.com/en-us/Wearable+Robots%3A+Biomechatronic+Exoskeletons-p-9780470512944>
- Roldán Jimenez, C. (2017). *ESTUDIO DE LA CINEMÁTICA DEL MIEMBRO SUPERIOR*. E. Málaga.
- Shigley, J. E., & Uicker , J. J. (s.f.). *Teoria de Máquinas y Mecanismos*. Mexico: Mc Graw Hill.
- Sosa Mendez, D. (2017). *DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÍN DE HOMBRO*. OAXACA.

- Soto, V. M., & Gutiérrez, M. (1996). Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano. *Revista Motricidad*, 180.
- Vecino Torres, R., Duran Lopez, L., Guitiérrez Galán, D., Dominguez Morales, J. P., & Dominguez Morales, M. J. (03 de 02 de 2022). *Depósito de Investigación Universidad de Sevilla*. Obtenido de <https://idus.us.es/handle/11441/130283>
- Vicario Vasquez, S. A., Oubran, O., Bassam, A., Velá Aguilar, J. G., & Ordoñez Lopez, E. (2017). *Sistema de reconocimiento inteligente de señales mioelectricas del movimiento de la mano humana*. Obtenido de redalyc.org: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=46753192008>
- Virhuez Delgado, W. J. (2018). *Diseño de un mecanismo robótico de dos grados de libertad para rehabilitación de miembro superior en usuarios con post-infarto cerebral (Tesis de pre grado)*. Pontífica Universidad Católica del Perú, Lima, Perú.
- Zhao, Y., Liang, C., Gu, Z., Zheng, Y., & Wu, Q. (Abril de 2020). *MDPI*. Obtenido de MDPI: <https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85083834809&origin=resultslist&sort=plf-f&src=s&st1=A+New+Design+Scheme+for+Intelligent+Upper+Limb+Rehabilitation+Training+Robot&st2=&sid=eac958eb896a45bd5f57653c09b54f85&sot=b&sdt=b&sl=91&s=TITLE-ABS-K>

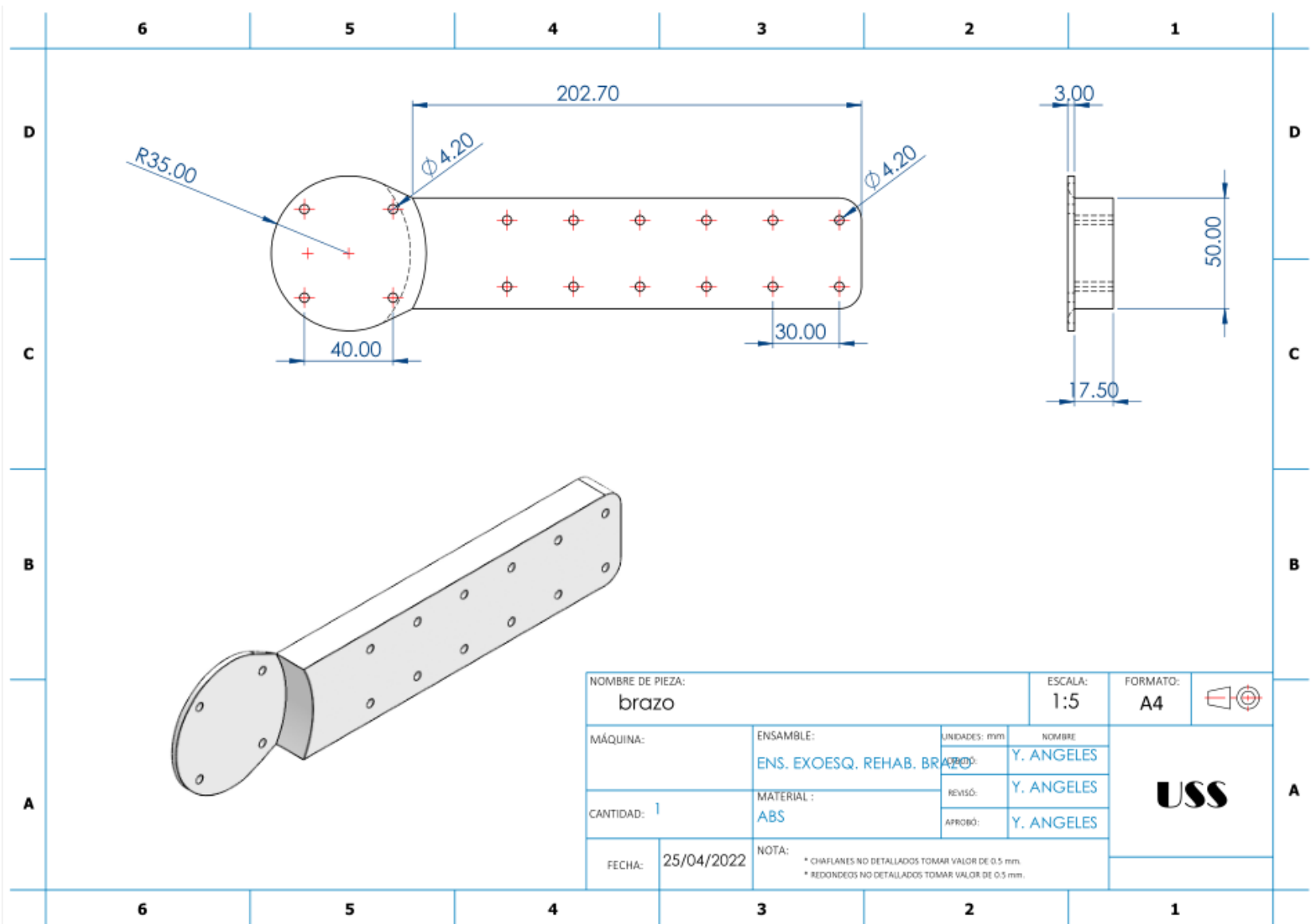
ANEXOS



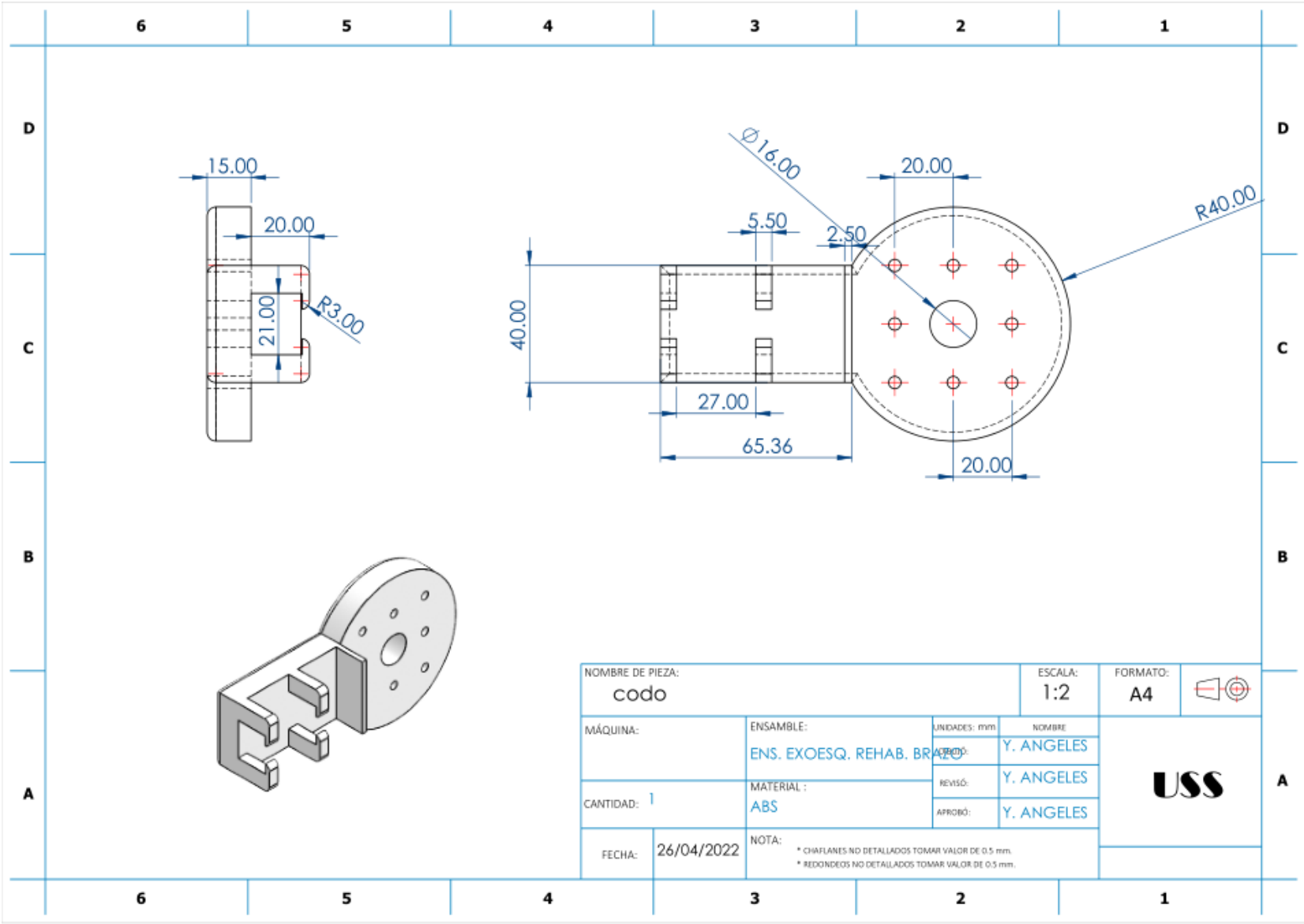


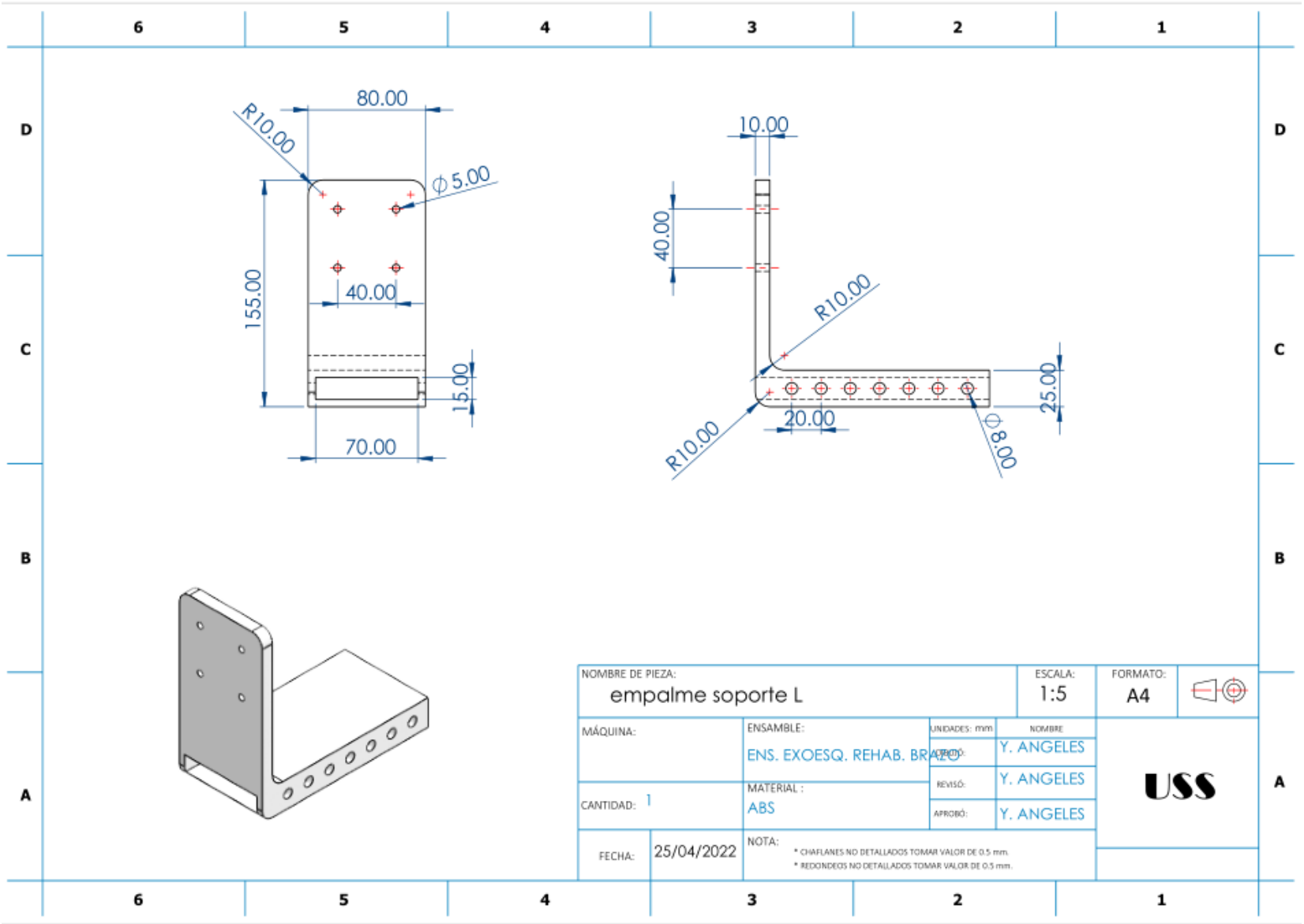
NOMBRE DE PIEZA: brazo sup		ESCALA: 1:5	FORMATO: A4	
MÁQUINA:	ENSAMBLE: ENS. EXOESQ. REHAB. BRAZO	UNIDADES: mm	NOMBRE Y. ANGELES	
CANTIDAD: 1	MATERIAL: ABS	APROBÓ:	Y. ANGELES	
FECHA: 25/04/2022	NOTA: * CHIFLANES NO DETALLADOS TOMAR VALOR DE 0.5 mm. * REDONDEOS NO DETALLADOS TOMAR VALOR DE 0.5 mm.			

USS

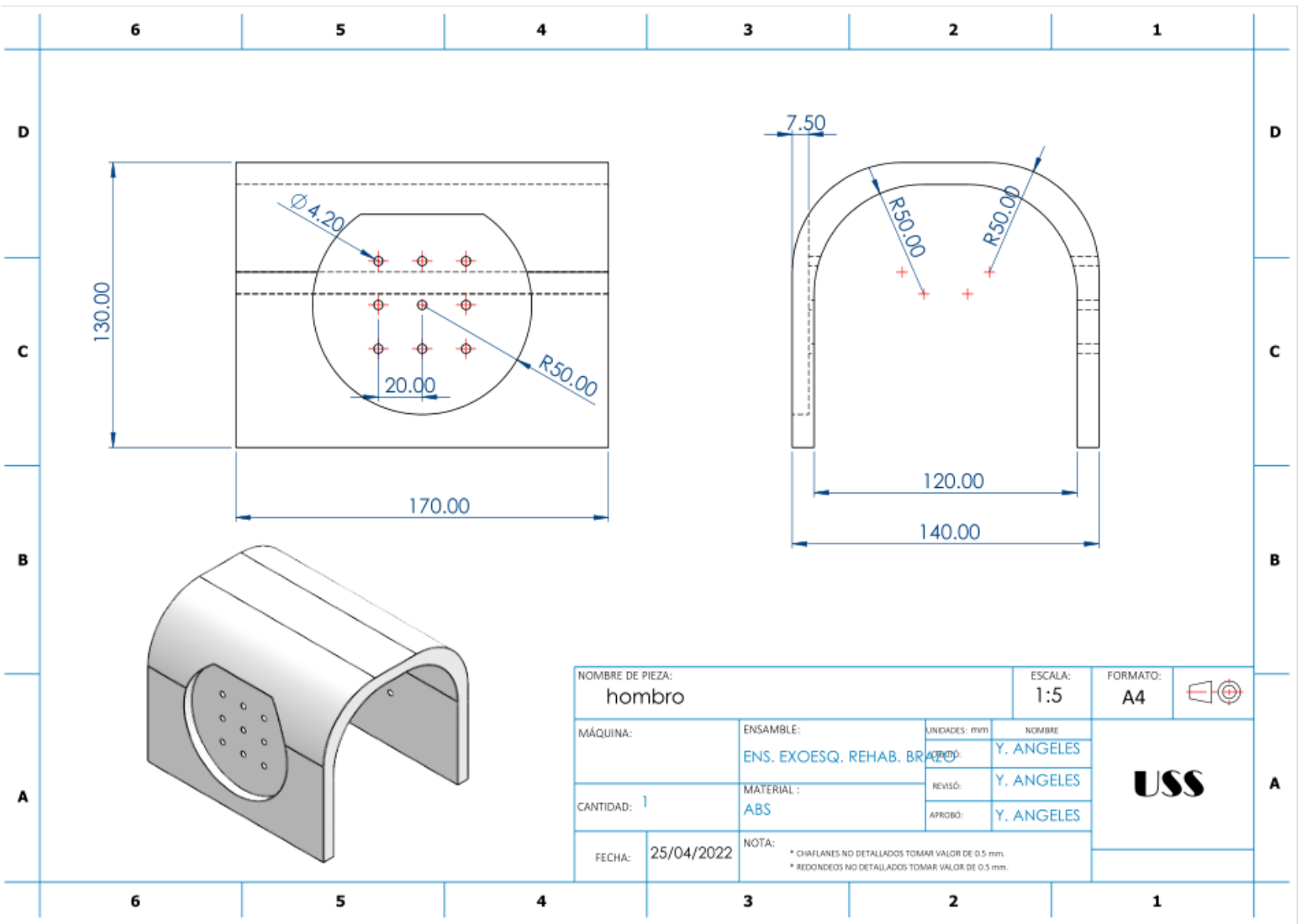


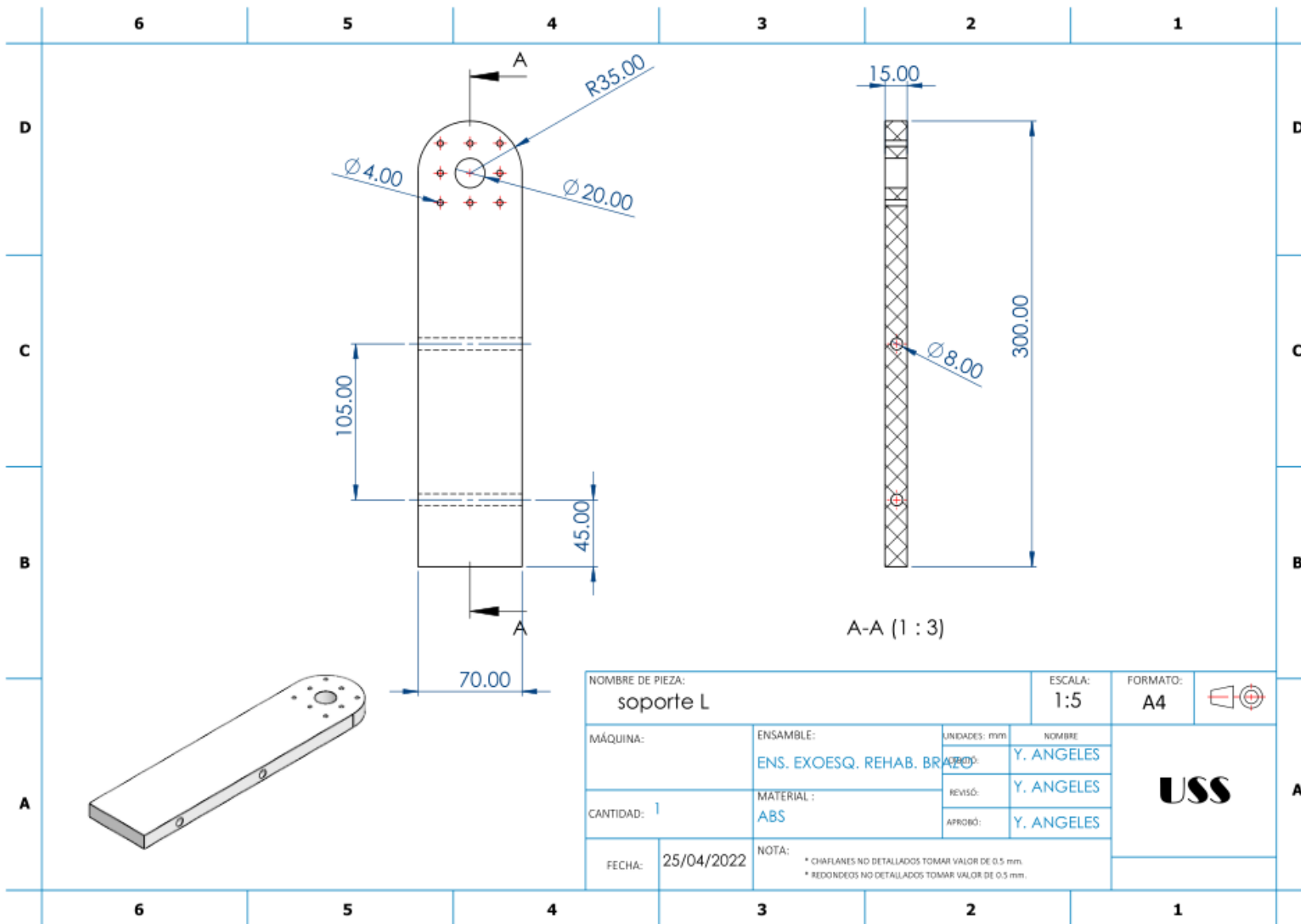
NOMBRE DE PIEZA: brazo		ESCALA: 1:5	FORMATO: A4	
MÁQUINA:	ENSAMBLE: ENS. EXOESQ. REHAB. BRAZO	UNIDADES: mm	NOMBRE: Y. ANGELES	USS
CANTIDAD: 1	MATERIAL: ABS	APROBÓ: Y. ANGELES	REVISÓ: Y. ANGELES	
FECHA: 25/04/2022	NOTA: * CHIFLANES NO DETALLADOS TOMAR VALOR DE 0.5 mm. * REDONDEOS NO DETALLADOS TOMAR VALOR DE 0.5 mm.	APROBÓ: Y. ANGELES		





NOMBRE DE PIEZA: empalme soporte L		ESCALA: 1:5	FORMATO: A4	
MÁQUINA:	ENSAMBLE: ENS. EXOESQ. REHAB. BRAZO	UNIDADES: mm	NOMBRE Y. ANGELES	
CANTIDAD: 1	MATERIAL: ABS	REVISÓ:	Y. ANGELES	
FECHA: 25/04/2022	NOTA: * CHIFLANES NO DETALLADOS TOMAR VALOR DE 0.5 mm. * REDONDEOS NO DETALLADOS TOMAR VALOR DE 0.5 mm.		USS	





NOMBRE DE PIEZA: soporte L		ESCALA: 1:5	FORMATO: A4	
MÁQUINA:	ENSAMBLE: ENS. EXOESQ. REHAB. BR...	UNIDADES: mm	NOMBRE Y. ANGELES	
CANTIDAD: 1	MATERIAL: ABS	APROBÓ:	Y. ANGELES	
FECHA: 25/04/2022	NOTA: * CHIFLANES NO DETALLADOS TOMAR VALOR DE 0.5 mm. * REDONDEOS NO DETALLADOS TOMAR VALOR DE 0.5 mm.		USS	