

# FACULTAD DE INGENIERÍA



UNIVERSIDAD  
PRIVADA  
DEL NORTE

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS BIOMÉDICA DEL  
MIEMBRO SUPERIOR PARA MEJORAR EL  
DESEMPEÑO DE ACTIVIDADES COTIDIANAS EN  
JÓVENES UTILIZANDO MATERIALES ACCESIBLES  
LIMA - 2018

Tesis para optar el título profesional de:

Ingeniero Mecatrónico

Autor:

Bach. Marco Antonio Camacho Villanueva

Asesor:

Mg. Dante Anael Vargas Machuca Acevedo

Lima - Perú

2018

## ACTA DE AUTORIZACIÓN PARA SUSTENTACIÓN DE TESIS

El asesor Ing. Dante Anael Vargas Machuca Acevedo, docente de la Universidad Privada del Norte, Facultad de Ingeniería, Carrera profesional de INGENIERÍA MECATRÓNICA, ha realizado el seguimiento del proceso de formulación y desarrollo de la tesis del estudiante:

- Camacho Villanueva Marco Antonio

Por cuanto, **CONSIDERA** que la tesis titulada: Diseño de una prótesis biomédica del miembro superior para mejorar el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes utilizando materiales accesibles, Lima-2018 para aspirar al título profesional de: Ingeniero Mecatrónico por la Universidad Privada del Norte, reúne las condiciones adecuadas, por lo cual, AUTORIZA al o a los interesados para su presentación.

---

Mg. Dante Anael Vargas Machuca Acevedo  
Asesor

## ACTA DE APROBACIÓN DE LA TESIS

Los miembros del jurado evaluador asignados han procedido a realizar la evaluación de la tesis del estudiante: Marco Antonio Camacho Villanueva, para aspirar al título profesional con la tesis denominada: Diseño de una prótesis biomédica del miembro superior para mejorar el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes utilizando materiales accesibles, Lima-2018.

Luego de la revisión del trabajo, en forma y contenido, los miembros del jurado concuerdan:

**Aprobación por unanimidad**

**Aprobación por mayoría**

Calificativo:

Excelente [20 - 18]

Sobresaliente [17 - 15]

Bueno [14 - 13]

Calificativo:

Excelente [20 - 18]

Sobresaliente [17 - 15]

Bueno [14 - 13]

Desaprobado

Firman en señal de conformidad:

---

Mg. Jorge Luis Contreras Cossío  
Jurado  
Presidente

---

Dr. Néstor Bernardo Corpus Vergara  
Jurado  
secretario

---

Mg. Fernando Antonio Hoyos Rivas  
Jurado  
vocal

## DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo de investigación y mi carrera universitaria a Dios quien me regalo la vida, una linda familia, también por estar a mi lado en mi día a día y de esta manera permitirme seguir siempre perseverante frente a todo lo que se me presente. Con mucho amor a mis padres (David Camacho – Ana Villanueva) y mis tíos que son como mis padres (Alberto Armutt – Mirtha Villanueva), Para mis hermanos (Brayan Camacho – Christopher Camacho – Harold Camacho - Michael Armutt – Giancarlo Armutt – Paola Armutt) todos ellos que por más que la mitad son mayores que yo, para mí son como mis pequeños hermanos. También para mi Mamita Ivon.

Para cada uno de ustedes que bien saben que tengo la gran fortuna de tenerlos a mi lado, ya que me han apoyado en todo momento y porque cada que me propongo algo, por más pequeño o grande que sea mí objetivo siempre creen en mí, sin dudarlos saben que lo lograré. Ustedes que son mi gran ejemplo a seguir y con aquellos que estaré eternamente agradecido, por ser parte de mi pequeña gran familia. Saben que me quedan cortas las líneas para poder expresar todo lo que siento y cuan agradecido estoy con ustedes.

## AGRADECIMIENTO

GRACIAS infinitas a todos ustedes.

Al terminar esta presente investigación tan ardua, pero lleno de muchas satisfacciones y alegrías, es un grato placer y orgullo para mí, poder mencionar a quienes colaboraron y me apoyaron permitiéndome hacer realidad esta meta en mi vida universitaria. Agradecido con Dios, por permitirme estar en este momento tan especial e importante en mi vida y poder hacer realidad, este objetivo que siempre como todos los demás solo es el inicio de otros grandes logros que seguirán llegando a lo largo de mi carrera. A mis tíos que son como mis padres (Alberto Armutt – Mirtha Villanueva) y padres (David Camacho – Ana Villanueva), a todos ustedes por su ejemplo de lucha, apoyo incondicional, el amor que me brindan, sobre todo por ser grandes personas y por su perseverancia constante. Gracias por guiarme, a su vez ser partícipes en el largo camino de mi vida y educación. A mis hermanos y primos (Brayan Camacho -Christopher Camacho - Harold Camacho - Paola Armutt - Giancarlo Armutt - Michael Armutt) por su generosidad, superación constante, paciencia, capacidad, valentía y la gran pasión que ponemos por crecer como buenos profesionales. A mi Mamita Ivon que sin decirme nada me enseña mucho. Todos ustedes que son pieza muy importante en mi linda familia, por su apoyo constante y su enseñanza día a día de superación. Son fundamentales en mi vida, un ejemplo de familia, superación, coraje y esfuerzo.

A todas mis amistades, compañeros, y como no mencionarte Sofia Talledo Pinchi que contigo tuve el placer de conocerte y agrado de poder desarrollar gran parte del presente proyecto, todos ustedes que compartieron conmigo muchas anécdotas y aventuras, entre desveladas, así como también triunfos; gracias por permitirme que cada pequeña parte del tiempo compartido con ustedes fuese siempre de lo mejor. A mi profesor y gran amigo Jhony Romero Millán. A mi asesor Dante Vargas Machuca Acevedo que fue como un profesor y amigo que apoyo en el desarrollo de mi tesis. A cada uno de mis profesores, Félix Pucuhuayla, Jorge Contreras. A todos ustedes que fueron partícipes en mi desarrollo profesional a lo largo de mi carrera. Gracias por todos los comentarios, así como también sugerencias; como olvidar cada una de sus enseñanzas y colaboración en el transcurso de mis estudios. A la Universidad Privada Del Norte (UPN), por permitirme ser parte de su grupo estudiantil.

Se le agradece de todo corazón a cada uno de ustedes por acompañarme no solo en el desarrollo de la presente tesis, sino que también en mi formación como persona, profesional e investigador.

## TABLA DE CONTENIDOS

<b>ACTA DE AUTORIZACIÓN PARA SUSTENTACIÓN DE TESIS</b>	ii
<b>ACTA DE APROBACIÓN DE LA TESIS</b>	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
TABLA DE CONTENIDOS	viii
ÍNDICE DE TABLAS	viii
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
ÍNDICE DE ECUACIONES	xi
RESUMEN	10
ABSTRACT	11
<b>CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN</b>	11
<b>1.1 Realidad Problemática</b>	12
1.2 Formulación del problema	12
1.2.1 Problema general	12
1.3 Justificación	13
1.3.1 Justificación Legal	13
1.3.2 Justificación Científica	14
1.4 Objetivos	14
1.4.1 Objetivo General	14
1.4.2 Objetivo Específico	15
1.5 Hipótesis	15
1.5.1 Hipótesis general	15

1.5.2 Hipótesis específicos	16
<b>CAPÍTULO II: METODOLOGÍA</b>	<b>18</b>
2.1 Tipo de Investigación	18
2.1 Materiales, instrumentos y métodos	18
2.2.1 Materiales	18
2.2.2 Instrumentos	21
2.2.3 Métodos	36
2.3 Desarrollo	38
<b>CAPÍTULO III: RESULTADOS</b>	<b>79</b>
3.1 Resultados	79
<b>CAPÍTULO IV: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES</b>	<b>84</b>
4.1 Discusión	84
4.2 Conclusiones	85
REFERENCIAS	89
ANEXOS	90

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla1	Agarres básicos y sus funcionalidades de la prótesis biomédica. ....	20
Tabla2	Áreas y coordenadas de las 5 figuras que componen el accesorio del servo. ....	25
Tabla3	Tabla de valores de algunos coeficientes de rozamiento.....	31
Tabla4	Medidas de la mano.....	40
Tabla5	Dimensiones de las partes de la prótesis biomédica.....	41
Tabla6	Actuadores utilizados en robótica, definidos con sus principios de funcionamiento, ventajas y desventajas.....	54
Tabla7	Consumo de cada componente. ....	73
Tabla8	Prótesis biomédica y su mejora en el desempeño de actividades cotidianas. ....	82
Tabla9	Características del diseño de la prótesis biomédica. ....	84



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fuerza aplicada al dedo de la prótesis biomédica. ....	18
Figura 2. Grados de libertad de la prótesis biomédica. ....	19
Figura 3. Fuerza de tensión aplicada por el servo. ....	20
Figura 4. Accesorio del servo plano. ....	21
Figura 5. Área 1 sombreada seleccionada del accesorio servo.....	22
Figura 6. Área 2 sombreada seleccionada del accesorio servo.....	22
Figura 7. Área 3 sombreada seleccionada del accesorio servo.....	23
Figura 8. Área 4 sombreada seleccionada del accesorio servo.....	24
Figura 9. Área 5 sombreada seleccionada del accesorio servo.....	24
Figura 10. Fuerza, Tensión y Fuerza elástica en el dedo de la prótesis biomédica. ....	29
Figura 11. descomposición de fuerza normal, tensión y fuerza elástica. ....	30
Figura 12 Grafica de la velocidad angular con respecto al tiempo en el servo. ....	32
Figura 13. Diagrama de cuerpo libre del accesorio. ....	33
Figura 14. Grafica de torque en función al ángulo de inclinación. ....	34
Figura 15. Partes de la mano. ....	35
Figura 16. Agarres prensiles básicos de la mano.....	36
Figura 17. Nivel de amputación del miembro superior. ....	37
Figura 18. Movimientos Supinación y Pronación. ....	38
Figura 19. Medidas de la mano. ....	39
Figura 20. Detalles de algunas medidas de la prótesis biomédica.....	42
Figura 21. Partes de la prótesis biomédica. ....	42
Figura 22. Agarres básicos de la prótesis. ....	43
Figura 23. Dedo anular de la prótesis biomédica. ....	44
Figura 24. Dedo medio de la prótesis biomédica. ....	45
Figura 25. Dedo índice de la prótesis biomédica.....	46
Figura 26. Dedo pulgar de la prótesis biomédica. ....	47
Figura 27. Palma de la prótesis biomédica. ....	48
Figura 28. Estructura mecánica modular de la prótesis biomédica. ....	49
Figura 29. Soldando las piezas de la prótesis biomédica. ....	50
Figura 30. Ensamble de los dedos y palma de la prótesis biomédica.....	50
Figura 31. Dedos anular, medio e índice junto con la palma - prótesis biomédica.....	51
Figura 32. Ensamble del dedo pulgar de la prótesis biomédica. ....	52
Figura 33. Ensamble de la prótesis biomédica, vista lateral.....	52
Figura 34. Ensamble de la prótesis biomédica, vista frontal. ....	53
Figura 35. Instalación de actuadores a la prótesis biomédica.....	55
Figura 36. Estructura mecánica modular de la prótesis biomédica ....	56
Figura 37. Prótesis biomédica recubierta con látex.....	57
Figura 38. Comparación entre una mano y la prótesis biomédica. ....	57

Figura 39. Diagrama electrónico del circuito mioeléctrico. ....	58
Figura 40. Diagrama del circuito electrónico en EAGLE. ....	59
Figura 41. Amplificador de instrumentación. ....	59
Figura 42. Señal ideal de Amplificador de instrumentación. ....	60
Figura 43. Señal de la salida del amplificador de instrumentación. ....	61
Figura 44. Esquemático de filtro rectificador de precisión de onda completa. ....	61
Figura 45. Señal ideal de filtro rectificador de señal mioeléctrica. ....	62
Figura 46. Señal de salida del filtro rectificador de señal mioeléctrica. ....	62
Figura 47. Esquemático de filtro pasa bajo. ....	63
Figura 48. Señal ideal de filtro pasa bajo. ....	64
Figura 49. Señal de salida del filtro pasa bajo. ....	64
Figura 50. Esquemático de amplificador variable de señal mioeléctrica. ....	65
Figura 51. Señal ideal del amplificador variable. ....	66
Figura 52. Señal del amplificador variable. ....	66
Figura 53. Diseño de pistas en la placa electrónica. ....	69
Figura 54. Tarjeta electrónica mioeléctrica en software 3D. ....	69
Figura 55. Tarjeta electrónica de señales mioeléctricas. ....	70
Figura 56. Conexión de electrodos en el usuario. ....	71
Figura 57. Manga de compresión adaptada para la sujeción de electrodos. ....	72
Figura 58. Pruebas de la tarjeta mioeléctrica. ....	73
Figura 59. Sistema de control lazo abierto de la prótesis biomédica. ....	74
Figura 60. Diagrama de flujo del programa para controlar los actuadores. ....	75
Figura 61. Conexión del controlador atmega y los servomotores. ....	76
Figura 62. Implementación y pruebas de la prótesis biomédica con el usuario. ....	77
Figura 63. Prótesis biomédica en funcionamiento. ....	77
Figura 64. Prótesis biomédica realizando función agarre esférico. ....	78
Figura 65. Prótesis biomédica realizando función agarre cubiertos. ....	79
Figura 66. Prótesis biomédica realizando función agarre cilíndrico. ....	79
Figura 67. Servomotor MG 996R. ....	80
Figura 68. Prótesis biomédica en funcionamiento. ....	81
Figura 69. Tarjeta electrónica de señales mioeléctricas de la prótesis. ....	82
Figura 70. Prótesis biomédica para discapacidad del miembro superior izquierdo y derecho. ....	85
Figura 71. Peso de la prótesis biomédica. ....	85
Figura 72. Prótesis biomédica y maletín portable. ....	86

## ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Formula centro de gravedad en $X_{cg}$ .....	21
Ecuación 2. Formula centro de gravedad en $Y_{cg}$ .....	21
Ecuación 3. Fórmula área de media circunferencia.....	22
Ecuación 4. Fórmula área de trapecio isósceles. ....	23
Ecuación 5. Fórmula área de circunferencia. ....	23
Ecuación 6. Inercia de semicírculo.....	26
Ecuación 7. Inercia de trapecio isósceles. ....	26
Ecuación 8. Inercia de circunferencia.....	27
Ecuación 9. Fórmula de Steiner.....	28
Ecuación 10. Fórmula de fuerza de rozamiento. ....	30
Ecuación 11. Sumatoria de Fuerzas.....	31
Ecuación 12. Fórmula de velocidad final. ....	33
Ecuación 13. fórmula de análisis de esfuerzos mecánicos. ....	34
Ecuación 14. Fórmula de ancho de pista electrónica.....	67
Ecuación 15. Fórmula de área de pista electrónica. ....	67

## RESUMEN

En la actualidad la discapacidad de miembro superior abarca un índice alarmante de la población peruana, así como también la población mundial, los cuales aumenta año tras año. Es por ello que desde años atrás y a través de investigaciones se busca reducir este porcentaje preocupante, de modo que para enfrentar este problema se han desarrollado tipos de prótesis: prótesis estéticas (donde su interés es la apariencia física), prótesis funcionales pasivas (mecánicas, que realizan movimientos con una presión específica) y prótesis funcionales activas (que utilizan energía externa, son mecatrónicas y están controladas por señales mioeléctricas). Esta última es controlada por el músculo y tienen un menor índice de rechazo por parte del usuario, pero a pesar de estas ventajas que tienen, el gran inconveniente son los elevados costos de estas prótesis, ya que son casi inalcanzables para gran parte de los usuarios.

Por todos los inconvenientes antes mencionando, es que urge la necesidad de realizar esta investigación que desarrolla el diseño de una prótesis biomédica de miembro superior, la cual será controlada por el usuario por medio de sus músculos, permitiendo poder realizar agarres básicos, la ventaja de esta prótesis es que está construida con materiales accesibles de bajo costo y es visiblemente estética.

**Palabras clave:** Prótesis biomédica, jóvenes con discapacidad, interfaz mioeléctrica.

## SUMMARY

At present, the disability of a senior member includes an alarming rate of the Peruvian population, as well as the world population, which increases year after year. That is why since years ago and through research seeks to reduce this worrying percentage, so to address this problem have developed types of prostheses: aesthetic prostheses (where your interest is physical appearance), passive functional prostheses (mechanical, that perform movements with a specific grasp) and active functional prostheses (that use external energy, are mechatronic and are controlled by myoelectric signals). The latter is controlled by the muscle and have a lower rate of rejection by the user, but despite these advantages they have, the great disadvantage is the high costs of these prostheses, since they are almost unattainable for many of the users.

For all the disadvantages mentioned above, is that there is an urgent need to carry out this research that develops the design of a biomedical prosthesis of the upper limb, which will be controlled by the user by means of its muscles, allowing to make basic grabs, the advantage of This prosthesis is that it is constructed with accessible materials of low cost and is visibly aesthetic.

**Keywords:** Biomedical prosthesis, young people with disabilities, myoelectric interface.

## CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

### 1.1. Realidad problemática

Según el informe publicado por la (Organización Mundial de la Salud, 2011), se estima que el 15% de la población mundial vive con un tipo de discapacidad, cifra que representa a más de mil millones de personas. Por otro lado, en América Latina existen aproximadamente 85 millones de personas con alguna discapacidad, mencionando que en el futuro, esta será un motivo de preocupación aún mayor, pues su prevalencia está aumentando y las poblaciones más vulnerables son aquellas que se encuentran en los países de ingresos más bajos o aquellos en desarrollo, cifra que representa a 400 millones, según el Banco Mundial. Es necesario mencionar que existe un índice alarmante del 59.2% de personas discapacitadas para moverse, caminar y/o usar brazos o piernas en el Perú según (Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), 2014), este es el porcentaje mayor que se tiene en comparación a otros casos de discapacidad.

Por otro lado, en nuestro país las investigaciones sobre prótesis no son fuente de estudio, lo cual dificulta adquirir cualquier tipo de estas. Las únicas soluciones que se tienen son prótesis estéticas, las cuales se pueden conseguir a elevados precios.

Es debido a todas estas razones que se tuvo la iniciativa y urgencia de realizar esta investigación, la cual consiste en diseñar una prótesis biomédica de miembro superior que realice movimientos mecánicos, los cuales serán controlados mediante pulsos musculares para generar agarres básicos. También al realizar esta investigación se buscará incorporar esta prótesis biomédica al mercado, con la finalidad de que aquellas personas con discapacidad se vean beneficiados con la prótesis biomédica permitiendo conseguirla a un precio moderado y accesible, de no mayor a 1500 soles.

## **Antecedentes**

**Brito, J.; Quinde, M.; Cusco, D. & Calle, J. (2013)**, en el artículo titulado “Estudio del estado del arte de las prótesis de mano”, publicado en la revista de ciencia y tecnología INGENIUS, en una de sus conclusiones indica lo siguiente:

“En los recientes años los avances en la biomecánica humana han permitido la fabricación de prótesis de mano con un alto desempeño en simulación de movimientos y con gran apariencia natural, siendo capaz de recibir señales desde el cerebro del ser humano. Sin embargo, los costos de estas prótesis son elevados e inalcanzables para los usuarios, por lo que se opta en utilizar prótesis estéticas, prótesis mecánicas con un gancho o definitivamente aceptar la displacia y no utilizar ningún medio prostético.” (pág. 61)

Se puede inferir de esta conclusión que actualmente las prótesis de miembro superior que poseen movimientos y apariencia natural, tienen un costo muy elevado para los usuarios, por ello en la presente tesis se elaborará una prótesis biomédica, con similitud física a la mano y que pueda realizar movimientos básicos, también será elaborado con materiales accesibles con la finalidad de que el diseño sea económico.

**Quinayás, C.; Muñoz, M.; Vivas, O. & Gaviria, C. (2010)**, en la revista de ciencia y tecnología Redalyc, publicado en su artículo que titula (Diseño y construcción de la prótesis robótica de mano UC-1), concluye indicando lo siguiente:

“diseño y la construcción de un prototipo de prótesis para amputados de mano, llamada UC-1. Dicha prótesis consta de tres dedos (medio, índice y pulgar). El modelado matemático se realizó teniendo en cuenta una estructura arborescente, con tres cadenas cinemáticas generadas desde la palma. Cada dedo posee dos micro motores para mover las falanges intermedia y proximal, mientras que un sistema con una banda permite el movimiento de la falange distal.” (pág. 235)

Se puede inferir de esta conclusión que al realizar la prótesis funcional con agarres básicos se puede reducir la cantidad de dedos, pero que sea estética la prótesis, es por lo mencionado que en la presente tesis, se desarrollará una prótesis que consta de cuatro dedos con la finalidad de reducir peso y servomotores, pero no dejando de lado la estética, ni mucho menos las funciones básicas u objetivos a realizar.

**Tobar L. (2010)**, en su tesis titulada “ (Prototipo de prótesis robótica para la mano)”, de la Universidad Tecnológica Equinoccial en Quito, Ecuador, en una conclusión indica lo siguiente:

“Un factor importante en el diseño fue el antropomorfismo, ya que fue el punto de partida para la búsqueda de componentes especiales que, permitan construir un prototipo con dimensiones similares a la mano humana” (pág. 153)

Se puede inferir de esta conclusión que al diseñar y elaborar la prótesis biomédica se tomará en cuenta como punto de inicio, que el diseño de la prótesis sea antropomorfo y de medidas similares a la mano, para que pueda realizar los agarres básicos sin inconvenientes.



## **1.2. Formulación del problema**

¿Cómo influye el diseño de una prótesis biomédica del miembro superior en el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú?

## **1.3. Justificación**

### **1.3.1. Justificación legal**

Considerando la Ley emitida en el Congreso del Perú, (29973), Artículo 7, ('Derecho a la vida y a la integridad personal') menciona, que la persona con discapacidad tiene derecho a la vida y al respeto de su integridad moral, física y mental en igualdad de condiciones que las demás. La participación de la persona con discapacidad, en investigaciones médicas o científicas requiere de su consentimiento libre e informado. Es por ello que el desarrollo de esta investigación se encuentra respaldada por la ley mencionada.

Por otro lado, la ley (29459), de ('productos farmacéuticos, dispositivos médicos y productos sanitarios') la cual define y establece normas, criterios y exigencias básicas sobre los dispositivos médicos de uso en seres humanos, en concordancia con la Política Nacional de Salud y la Política Nacional de Medicamentos, las cuales deben ser consideradas por el Estado teniendo prioridades dentro del conjunto de políticas sociales que permitan un acceso oportuno, equitativo y con calidad a los servicios de salud. Así mismo en el Artículo 6 nos menciona que los dispositivos médicos son regulados en la presente ley y se clasifican, según su nivel de riesgo, para lo cual en

el anexo N°4, se adjunta el cuadro de clasificación de dispositivos médicos, de tal manera que el proyecto desarrollado es un dispositivo médico de bajo riesgo.

### **1.3.2. Justificación científica**

(Norton K. , 2007), en la revista INMOTION, menciona que “La evolución de la prótesis es larga y está plagada de historias, desde sus comienzos primitivos, pasando por el sofisticado presente, hasta las increíbles visiones del futuro”.

Actualmente la tecnología avanza a pasos agigantados, paralelamente la biomédica, es por ello que la elaboración de la presente investigación aportará con un gran cambio en el avance científico de prótesis de miembro superior controlada con impulsos mioeléctricos, la cual contribuirá en próximas investigaciones a la Universidad Privada Del Norte, ya que es aquella que poseerá esta información.

## **1.4. Objetivos**

### **1.4.1. Objetivo general**

Determinar la influencia del diseño de una prótesis biomédica del miembro superior en el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.

### **1.4.2. Objetivos específicos**

- Determinar las funciones básicas que realizará la prótesis biomédica del miembro superior para mejorar el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.
- Selección de los actuadores adecuados para la prótesis biomédica del miembro superior para mejorar el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.
- Realizar el sistema mecánico modular de la prótesis biomédica del miembro superior para mejorar el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad utilizando materiales accesibles.
- Realizar el diseño electrónico para el control mioeléctrico de la prótesis biomédica del miembro superior para mejorar el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.

## **1.5. Hipótesis**

### **1.5.1. Hipótesis general**

El uso de la prótesis biomédica del miembro superior mejorará el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.

### 1.5.2. Hipótesis específicas

- Determinar las funciones básicas que realiza la prótesis biomédica del miembro superior mejorará el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.
- Seleccionar los actuadores adecuados para la prótesis biomédica del miembro superior mejorará el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.
- Elaborar un sistema mecánico modular para la prótesis biomédica del miembro superior mejorará el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.
- Realizar el diseño electrónico para el control mioeléctrico de la prótesis biomédica del miembro superior mejorará el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.

## CAPÍTULO II. METODOLOGÍA

### 2.1. Tipo de investigación

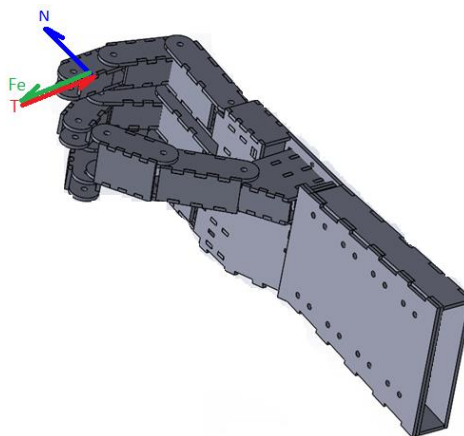
No Experimental: Según (Sampieri Hernández, Collado Fernandez, & Baptista, 2003), define como los “estudios que se realizan sin la manipulación deliberada de variables y en los que sólo se observan los fenómenos en su ambiente para después analizarlos” (pág. 269).

### 2.2. Materiales, instrumentos y métodos

#### 2.2.1. Materiales

Son los datos de entrada para nuestro diseño.

La fuerza que se requiere para cerrar la prótesis, para lo cual se tomará el peor de los casos.

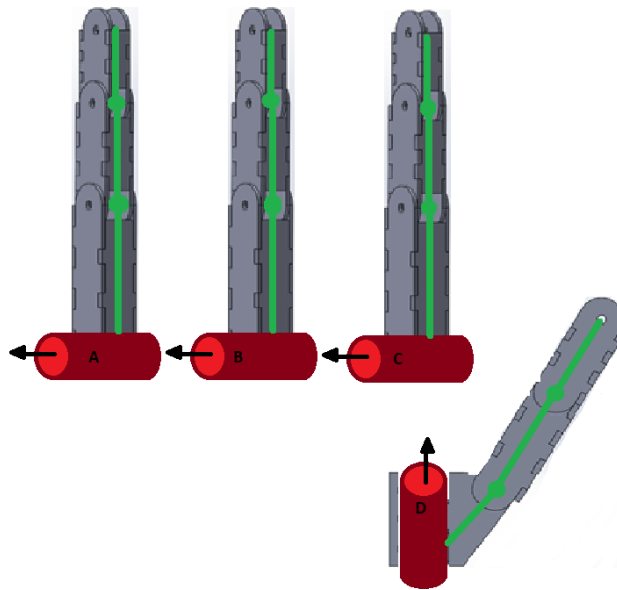


*Figura 1.* Fuerza aplicada al dedo de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

Donde T, es la tensión del cable de nylon; N, la fuerza normal que ejerce el objeto al dedo de la prótesis y Fe, es la fuerza elástica del tendón.

Los grados de libertad que tiene la prótesis biomédica son cuatro (A, B, C, D) como se observa en la *Figura 2*. Encontrándose cada grado de libertad en la unión de la parte falange proximal y la palma, para darle movimiento a cada uno de los dedos.



*Figura 2.* Grados de libertad de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

Las funciones básicas que realizará la prótesis biomédica, estarán compuestas por cuatro agarres, entre las cuales comprende: función de agarre cilíndrico, función de agarre esférico, función de agarre pinza y función de agarre cubiertos, los cuales se muestran en la Tabla 1.

Tabla1  
*Agarres básicos y sus funcionalidades de la prótesis biomédica.*

Ítem	Agarre	Funcionalidad
1	Esférico	Con este agarre se puede sostener diferentes objetos con dimensiones aproximadas de $3\text{cm}^3$ a $6\text{cm}^3$ .
2	Cilíndrico	Con este agarre se puede sostener diferentes objetos como vasos, botellas, tomatodo.
3	Pinza	Con este agarre se puede sostener objetos con dimensiones pequeñas aproximadas de $1\text{cm}^3$ a $2\text{cm}^3$ .
4	Cubiertos	Con este agarre se puede sostener objetos como cubiertos (tenedor, cuchara), útiles para escritura.

Nota: En la presente tabla se muestran cuatro funciones básicas de las cuales fueron determinadas a necesidad del usuario. Fuente: Elaboración propia.

### 2.2.2. Instrumentos

Es el análisis de los datos de entrada para nuestro diseño.

Se realizará los cálculos correspondientes con la finalidad de poder hallar el torque necesario para mover el dedo de la prótesis.

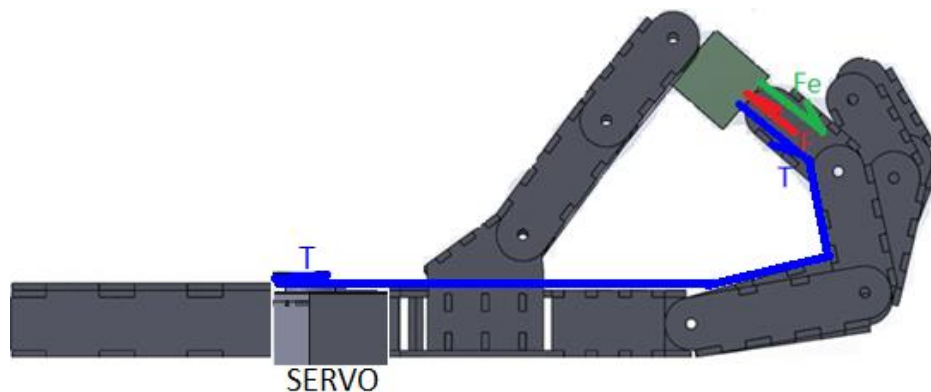
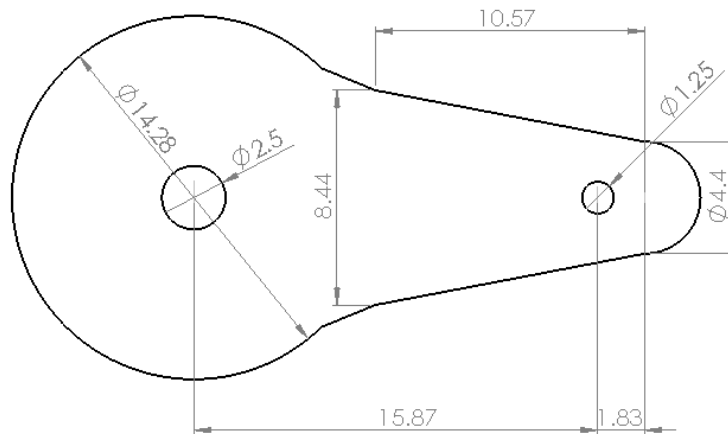


Figura 3. Fuerza de tensión aplicada por el servo.

Fuente: Elaboración propia.

Se tomará en consideración que,  $F = 30N$



*Figura 4.* Accesorio del servo plano.

Fuente: Elaboración propia.

Se hallará el centro de gravedad del accesorio, por lo que se trabajará con el área y no con el volumen debido a que tiene un espesor constante.

*Ecuación 1* Formula centro de gravedad en  $X_{cg}$ .

$$X_{cg} = \frac{A_1X_1 + A_2X_2 + \dots + A_5X_5}{A_1 + A_2 + \dots + A_5} \quad (1)$$

*Ecuación 2* Formula centro de gravedad en  $Y_{cg}$ .

$$Y_{cg} = \frac{A_1Y_1 + A_2Y_2 + \dots + A_5Y_5}{A_1 + A_2 + \dots + A_5} \quad (2)$$

Por lo tanto, se hallará el área de cada figura.



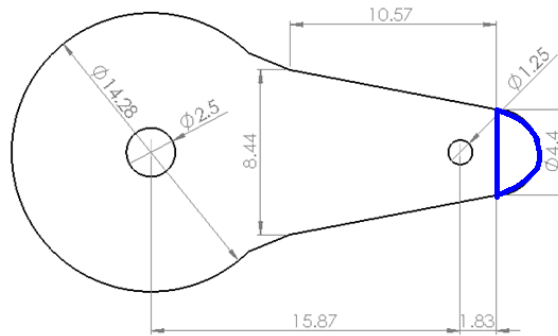


Figura 5. Área 1 sombreada seleccionada del accesorio servo.

Fuente: Elaboración propia.

Ecuación 3. Fórmula área de media circunferencia.

$$A_1 = \frac{\pi r^2}{2} \quad (3)$$

Donde:  $r=0.0022\text{m}$

Por lo tanto  $A_1 = 0.0000076027\text{m}^2$

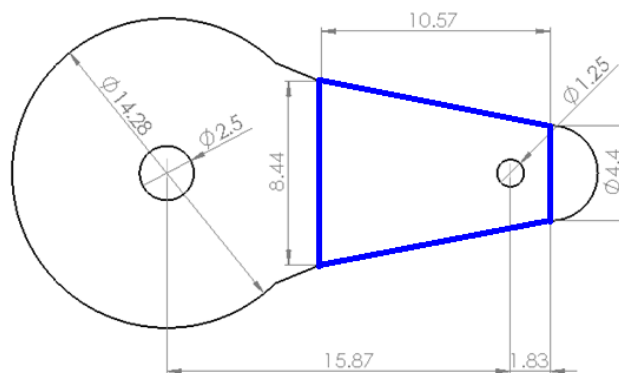


Figura 6. Área 2 sombreada seleccionada del accesorio servo.

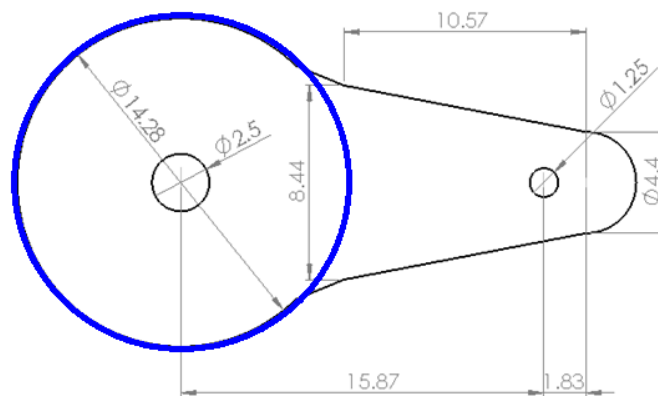
Fuente: Elaboración propia.

*Ecuación 4* Fórmula área de trapecio isósceles.

$$A_2 = \frac{h(a + b)}{2} \quad (4)$$

Donde:  $a=0.00844\text{m}$ ;  $b=0.0044\text{m}$ ;  $h= 0.01057\text{m}$

Por lo tanto  $A_2 = 0.0001357188\text{m}^2$



*Figura 7.* Área 3 sombreada seleccionada del accesorio servo.

Fuente: Elaboración propia.

*Ecuación 5* Fórmula área de circunferencia.

$$A_3 = \pi r^2 \quad (5)$$

Donde:  $r = 0.00714\text{m}$

Por lo tanto  $A_3 = 0.0001601571\text{m}^2$

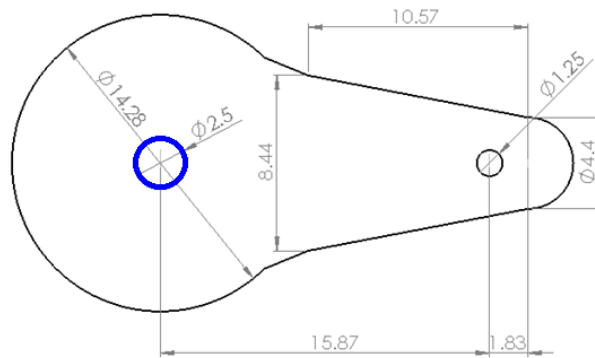


Figura 8. Área 4 sombreada seleccionada del accesorio servo.

Fuente: Elaboración propia.

Para hallar el  $A_4$  se toma en consideración la Ecuación 5, como se muestra a continuación.

$$A_4 = \pi r^2 \quad (5)$$

Donde:  $r = 0.00125\text{m}$

Por lo tanto  $A_4 = 0.0000049087\text{m}^2$

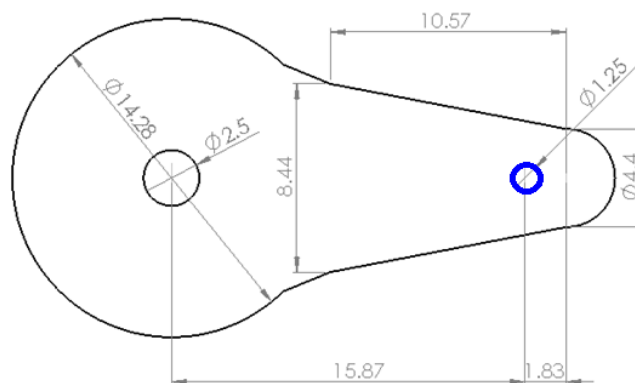


Figura 9. Área 5 sombreada seleccionada del accesorio servo.

Fuente: Elaboración propia.

Para hallar el  $A_5$  se toma en consideración la *Ecuación 5*, como se muestra a continuación.

$$A_5 = \pi r^2 \quad (5)$$

Donde:  $r = 0.000625\text{m}$

Por lo tanto  $A_5 = 0.0000012272\text{m}^2$

Para calcular el centro de gravedad de todo el accesorio del servomotor, se tomará como referencia las coordenadas en (0,0) que se le asigna al centro de eje del servomotor, que coincide con el centro de la circunferencia de mayor radio.

Tabla2  
*Áreas y coordenadas de las 5 figuras que componen el accesorio del servo.*

Ítem	Áreas	Coordenadas X	Coordenadas Y
1	$A_1=0.0000076027$	$X1=0.001843333$	$Y1=0$
2	$A_2=0.0001357188$	$X2=0.01491$	$Y2=0$
3	$A_3=0.0001601571$	$X3=0$	$Y3=0$
4	$A_4=0.0000049087$	$X4=0$	$Y4=0$
5	$A_5=0.0000012272$	$X5=0.01587$	$Y5=0$

Nota: En la presente tabla se muestran áreas y coordenadas de cada una de las 5 figuras presentadas anteriormente, tomando como referencia el origen de coordenadas establecido. Fuente: Elaboración propia.

Teniendo todos los valores de la Tabla 2, se procede a reemplazar en las siguientes las *Ecuaciones 1* y *2*.

$$X_{cg} = \frac{A1X1 + A2X2 + \dots + A5X5}{A1 + A2 + \dots + A5} \quad (1)$$

$$X_{cg} = \frac{A1X1 + A2X2 + \dots + A5X5}{A1 + A2 + \dots + A5} \quad (2)$$

Se obtiene los valores de  $(X_{cg}, Y_{cg}, Z_{cg})$  con respecto a nuestro punto de referencia tomado  $(0,0,0)$ .

$$X_{cg} = 0.006787138m$$

$$Y_{cg} = 0m$$

$$Z_{cg} = 0m$$

Luego se procede a realizar el cálculo de inercia de cada figura.

Con respecto a cada uno de sus centros de masa.

*Ecuación 6* Inercia de semicírculo.

$$I_1 = \frac{mr^2}{2} \quad (6)$$

Se tiene como dato que:  $r=0.0022m$  y  $m=0.0001kg$

$$\text{Por lo tanto } I_1 = 0.00000000025 \text{ kg.m}^2$$

*Ecuación 7* Inercia de trapecio isósceles.

$$I_2 = \frac{m(h^2 + (\frac{a+b}{2})^2)}{12} \quad (7)$$

Donde se tiene como dato que:  $a=0.00844\text{m}$ ;  $b=0.0044\text{m}$ ;  $h=0.01057\text{m}$  y  $m=0.001\text{kg}$

Por lo tanto  $I_2 = 1.274510833 \cdot 10^{-8} \text{ kg.m}^2$

*Ecuación 8* Inercia de circunferencia.

$$I_3 = \frac{mr^2}{2} \quad (8)$$

Donde se tiene como dato que:  $r=0.00714\text{m}$  y  $m=0.0018\text{kg}$

Por lo tanto  $I_3 = 0.0000000459 \text{ kg.m}^2$

Reemplazando en la *Ecuación 8*, para hallar la inercia 4.

Donde se tiene como dato que:  $r=0.00125\text{m}$  y  $m=0.00008\text{kg}$

Por lo tanto  $I_4 = \frac{mr^2}{2} = 0.00000000005 \text{ kg.m}^2$

Asimismo, para hallar la inercia 5.

Donde se tiene como dato que:  $r=0.000625\text{m}$  y  $m=0.00004\text{kg}$

Por lo tanto  $I_5 = \frac{mr^2}{2} = 0.0000000000078125 \text{ kg.m}^2$

Después de haber hallado la inercia con respecto a sus centros de masa, se procede a calcular la inercia de cada área con respecto al centro de gravedad de toda la figura en general.

Para ello se requiere del uso de:

*Ecuación 9* Fórmula de Steiner.

$$I = I_{CM} + M d^2 \quad (9)$$

Con el uso de la presente fórmula se hallará la inercia con respecto al centro de gravedad de las 5 figuras.

Para la inercia 1 se toma en consideración:

$$d = 0.011646192\text{m}; M = 0.0001\text{kg}$$

$$I_{1cg} = I_1 + M d^2$$

$$I_{1cg} = 1.381337881 * 10^{-8} \text{ kg.m}^2$$

Para la inercia 2 se toma en consideración:

$$d = 0.003866195333\text{m}; M = 0.001\text{kg}$$

$$I_{2cg} = I_2 + M d^2$$

$$I_{2cg} = 2.769257468 * 10^{-8} \text{ kg.m}^2$$

Para la inercia 3 se toma en consideración:

$$d = 0.006787138\text{m}; M = 0.0018\text{kg}$$

$$I_{3cg} = I_3 + M d^2$$

$$I_{3cg} = 1.28817436 * 10^{-7} \text{ kg.m}^2$$

Para la inercia 4 se toma en consideración:

$$d = 0.006787138\text{m}; M = 0.00008\text{kg}$$

$$I_{4cg} = I_4 + M d^2$$

$$I_4cg = 3.735219378 * 10^{-9} \text{ kg.m}^2$$

Para la inercia 5 se toma en consideración:

$$d = 0.009082862\text{m}; M = 0.00004\text{kg}$$

$$I_5cg = I_5 + M d^2$$

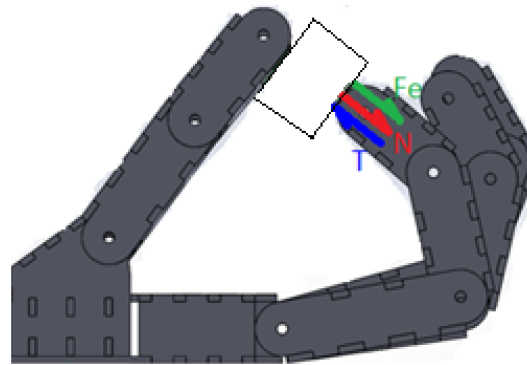
$$I_5cg = 3.307747784 * 10^{-9} \text{ kg.m}^2$$

Luego para hallar la inercia total se realizan las sumas de todas las inercias halladas anteriormente.

$$IT = I_1cg + I_2cg + I_3cg - I_4cg - I_5cg$$

Obteniendo como resultado la inercia total del accesorio.

$$IT = 1.632721 * 10^{-7} \text{ kg.m}^2$$



*Figura 10.* Fuerza, Tensión y Fuerza elástica en el dedo de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.



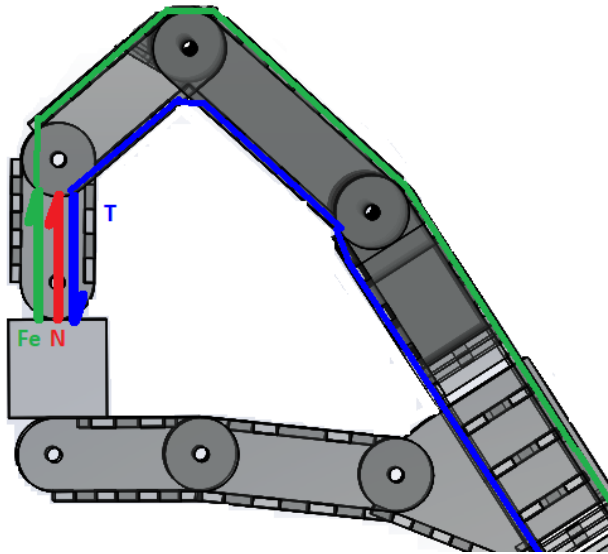


Figura 11. descomposición de fuerza normal, tensión y fuerza elástica.

Fuente: Elaboración propia.

Donde, masa = 3kg y gravedad=10 m/s<sup>2</sup>

Ecuación 10. Fórmula de fuerza de rozamiento.

$$Fr = Nu \quad (10)$$

Para el caso mostrado, la fuerza de rozamiento será igualado al peso del objeto, ya que se tiene que mantener sostenido el objeto sin que se caiga.

$$Fr = \text{Peso}$$

$$Fr = mg$$

$$Nu = mg$$

$$Nu = 30N$$

Tabla3  
*Tabla de valores de algunos coeficientes de rozamiento.*

<b>Superficies en contacto</b>	$\mu_k$
Acero sobre acero	0.18
Acero sobre hielo (patines)	0.02-0.03
Acero sobre hierro	0.19
Hielo sobre hielo	0.028
Patines de madera sobre hielo y nieve	0.035
Goma (neumático) sobre terreno firme	0.4-0.6
Correa de cuero (seca) sobre metal	0.56
Bronce sobre bronce	0.2
Bronce sobre acero	0.18
Roble sobre roble en la dirección de la fibra	0.48

Nota: En la presente tabla se muestran valores de algunos coeficientes de rozamiento, el cual nos servirá para tomarlo como dato. Fuente: (Koshkin & Shirkévich, 1975)

Se tomará para este caso, un valor bajo en comparación a los objetos que se manipularan:  $\mu_k = 0.18$

Por lo tanto: Normal= 166.6666667 Newton

Se tomará en consideración la normal dividida en 2 normales iguales, y esto se debe a que el objeto es sostenido con dos dedos, por ello se reparte la carga.

$$N1 = 83.3333333 \text{ N}$$

$$N2 = 83.3333333 \text{ N}$$

Se procede a realizar los cálculos correspondientes para hallar la tensión.

*Ecuación 11* Sumatoria de Fuerzas.

$$\Sigma F = 0 \quad (11)$$

Por lo tanto.

$$\text{Normal} + \text{Fuerza elástica} - \text{Tensión} = 0$$

$$\text{Normal} + \text{Fuerza elástica} = \text{Tensión}$$

Para el caso presentado la Fuerza elástica será:  $F_e = 1\text{N}$

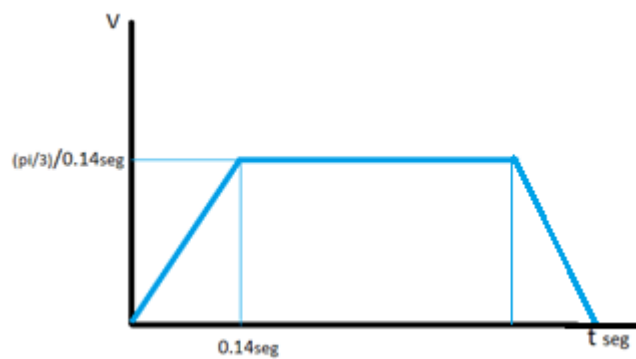
Por lo tanto:

Tensión =  $84.3333333\text{ N}$

Se tiene como dato en el datasheet del servo MG996R, que la velocidad angular en el eje del mismo es de  $0.14\text{seg}/60^\circ$ .

Por lo tanto, se pasa a radianes.

$\pi/3\text{ rad}/0.14\text{seg}$



*Figura 12* Grafica de la velocidad angular con respecto al tiempo en el servo.

Fuente: Elaboración propia.

Por lo tanto,

$$V_p = (\pi/3\text{rad})0.01587\text{ m} / 0.14\text{seg}$$

$$V_p = 0.118707322\text{ m/s}$$

Luego para poder hallar la aceleración se procede a usar la siguiente fórmula.

*Ecuación 12* Fórmula de velocidad final.

$$V_f = V_0 + at \quad (12)$$

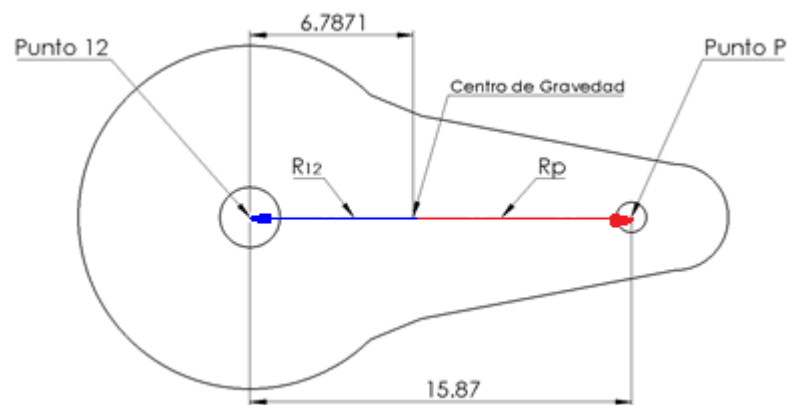
Se tiene como dato que:

$$V_0 = 0$$

$$V_f = 0.118707322 \text{ m/s}$$

Por lo tanto, la aceleración:

$$a_p = 0.847909445 \text{ m/s}^2$$



*Figura 13.* Diagrama de cuerpo libre del accesorio.

Fuente: Elaboración propia.

Teniendo todos los datos se procede a utilizar la fórmula de análisis de esfuerzos mecánicos para poder obtener los valores del torque con respecto al ángulo.

$$[A] \times [B] = [C]$$

Ecuación 13 fórmula de análisis de esfuerzos mecánicos.

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ -R_{12y} & R_{12x} & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} F_{12x} \\ F_{12y} \\ T_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m2aGx - Fpx \\ m2aGy - Fpy \\ IG\alpha - (RpxFpy - RpyFpx) \end{bmatrix} \quad (13)$$

Reemplazando los datos en la formula mostrada, en el software Matlab.

Me da como resultado una gráfica de torque con respecto al ángulo, tomando de 0° hasta 360°.

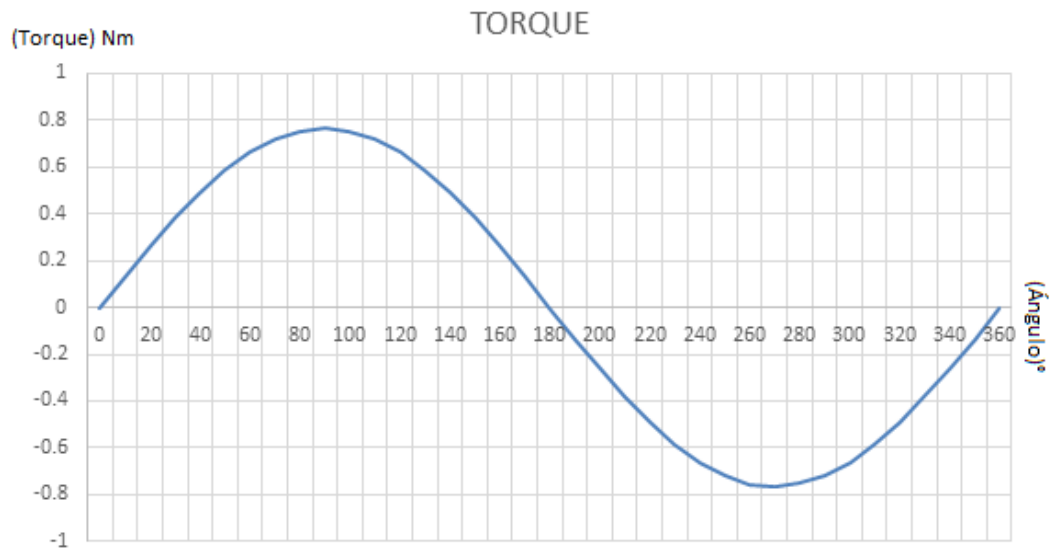


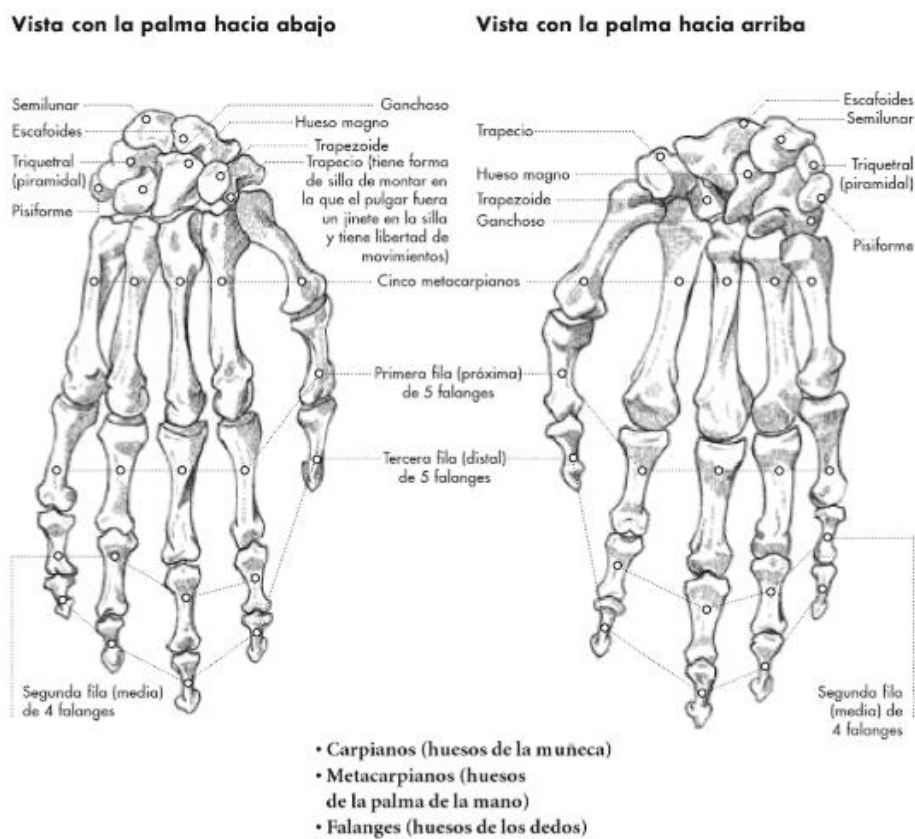
Figura 14. Grafica de torque en función al ángulo de inclinación.

Fuente: Elaboración propia.

Por lo tanto, como se observa en la *Figura 14*, el máximo torque que tendremos para el caso presentado es de 0.7660 Nm y este torque se da en los ángulos 90°, así como también en 270°.

### 2.2.3. Métodos

Al elaborar la prótesis biomédica, se busca que esta tenga el mejor diseño para que realice sus movimientos similares a las que realiza una mano, es por ello que se toma como punto de partida que el diseño sea antropomorfo y cada pieza perteneciente a la mecánica modular de la prótesis, se divida en partes, así como se observa en la *Figura 15*.



*Figura 15.* Partes de la mano.

Fuente: (Barber, 2014)

Como se aprecia en la *Figura 15*, la mano está compuesta por falanges proximales, falanges medias y falanges distales, siendo estas las partes que componen cada dedo, a excepción del dedo pulgar, ya que este carece de falange media.

Los metacarpianos y carpianos son aquellos que componen la palma, pues para el diseño, se toma en consideración la palma como conjunto, pero este no es aplicado para el dedo pulgar ya que él metacarpiano de este dedo tiene un desplazamiento con el cual permite algunos agarres.



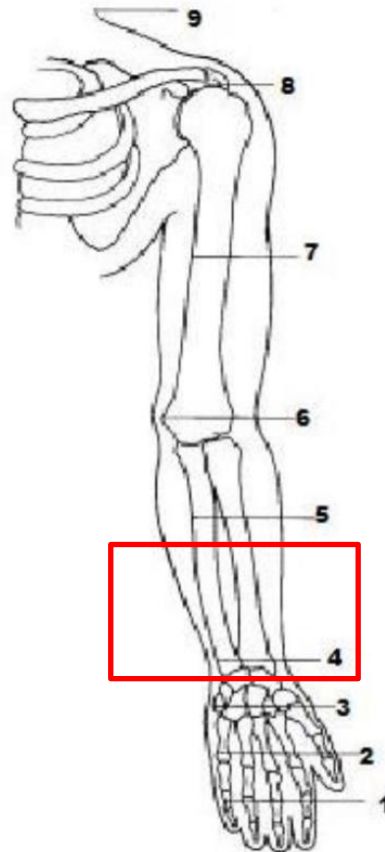
*Figura 16.* Agarres prensiles básicos de la mano.

Fuente: Modificado de (Taylor & Schwarz, 1955)

En la *Figura 16*, se muestra cinco agarres básicos, de los cuales se toma en consideración para el desarrollo de la prótesis biomédica.

### 2.3. Desarrollo

Para desarrollo de la parte mecánica de la prótesis biomédica se tomó en consideración el nivel de amputación entre el número 4 y 5 como se muestra en la *Figura 17*.



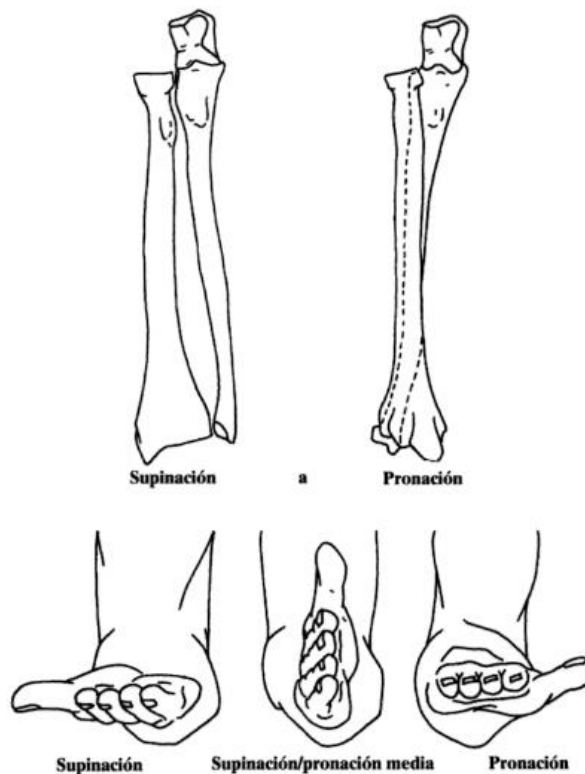
*Figura 17.* Nivel de amputación del miembro superior.

Fuente: (Iván Nieto Díaz Lavana, 2010)

1. Transfalangeal.
2. Transmetacarpal.
3. Transcarpal.
4. Desarticulación de muñeca.
5. Amputación (debajo del codo) transradial.
6. Desarticulación del codo.
7. Amputación (encima del codo) transhumeral.
8. Desarticulación del hombro.
9. Amputación de clavícula.



Con respecto al nivel de amputación en el cual nos basaremos, se toma en consideración, que la prótesis biomédica no requiere que se elabore la muñeca articulada, ya que se busca reducir peso y en el presente caso, los huesos radio y cúbito trabajan juntos para realizar la supinación y pronación, en estas acciones la cabeza del radio gira sobre sí misma y el lado inferior de dicho hueso, se desplaza entrecruzándose con el cúbito, así como se observa en la *Figura 18*.

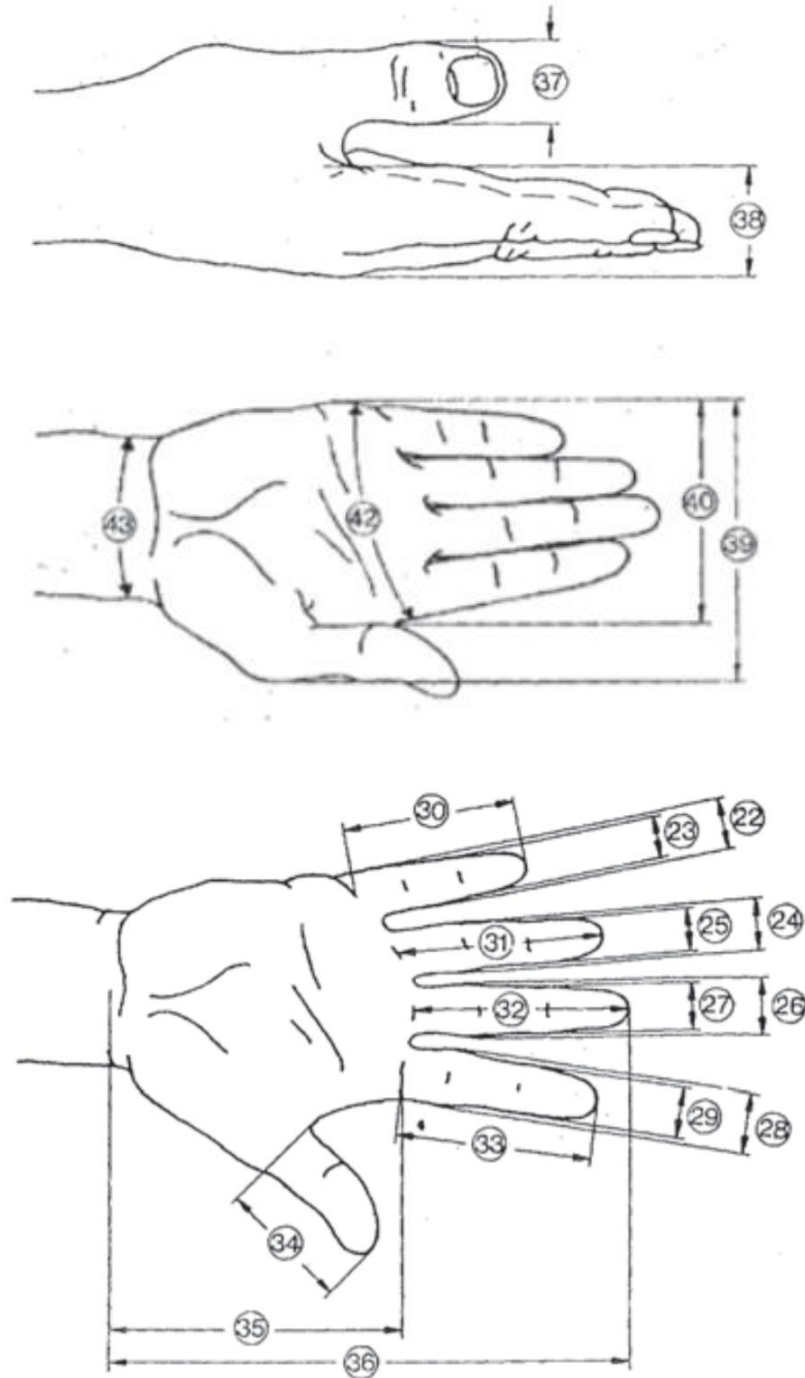


*Figura 18.* Movimientos Supinación y Pronación.

Fuente: (Nigel Palastanga, 2000)

Para la prótesis biomédica se tendrá como referencia el cuerpo humano y este será el motivo por el cual, cada pieza perteneciente a la mecánica, se asemejará mucho a la mano antropomorfa.

Teniendo en cuenta lo mencionado, se tomarán las medidas estándar de las partes que componen la mano, como se observan en la *Figura 19*, y se usarán dichas medidas aproximadas para la elaboración de la prótesis biomédica.



*Figura 19.* Medidas de la mano.

Fuente: (Melo, 2009)

Tabla4  
*Medidas de la mano.*

Dimensiones en cm.	Percentil	
	Hombres 95%	Mujeres 95%
22 Ancho del meñique en la palma de la mano	1,8	1,7
23 Ancho del meñique próximo de la yema	1,7	1,5
24 Ancho del dedo anular en la palma de la mano	2,1	1,8
25 Ancho del dedeo anular próximo a la yema	1,9	1,6
26 Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	2,3	2,0
27 Ancho del dedo mayor próximo a la yema	2,0	1,7
28 Ancho del dedo índice en la palma de la mano	2,3	2,0
29 Ancho del dedo índice próximo a la yema	2,0	1,7
30 Largo del dedo meñique	7,0	6,6
31 Largo del dedo anular	8,6	8,0
32 Largo del dedo mayor	9,2	8,5
33 Largo del dedo índice	8,3	7,6
34 Largo del dedo pulgar	7,6	6,9
35 Largo de la palma de la mano	11,7	10,8
36 Largo total de la mano	20,1	19,0
37 Ancho del dedo pulgar	2,5	2,1
38 Grosor de la mano	3,2	3,1
39 Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	11,6	10,1
40 Ancho de la mano excluyendo dedo pulgar	9,3	8,5
41 Diámetro de agarre de la mano	15,4	15,7
42 Perímetro de la mano	22,9	20,7
43 Perímetro de la articulación de la muñeca	18,9	17,7

Nota: la tabla muestra las medidas de las diferentes partes de la mano con un percentil del 95% en hombres, así como también en mujeres. Estudio basado en 8000 hombres de 20 años y una muestra de control femenina realizada en Alemania por Jurgens. (Según Norma DIN 33 402. 2° parte) Fuente: (Melo, 2009)

Según las medidas presentadas anteriormente en la Tabla 4, se toman estas como referencia, ya que también se realizan mediciones y se modifican algunas medidas como se muestra en la Tabla 5, que serán aquellas medidas que se consideran para el diseño de la prótesis biomédica, acordes para que se pueda realizar los agarres de objetos sin tener inconvenientes.

Tabla5  
*Dimensiones de las partes de la prótesis biomédica.*

<b>Dimensiones en cm.</b>	<b>Prótesis Biomédica</b>
22 Ancho del meñique en la palma de la mano	----
23 Ancho del meñique próximo de la yema	----
24 Ancho del dedo anular en la palma de la mano	2
25 Ancho del dedeo anular próximo a la yema	1.2
26 Ancho del dedo medio en la palma de la mano	2
27 Ancho del dedo medio próximo a la yema	1.2
28 Ancho del dedo índice en la palma de la mano	2
29 Ancho del dedo índice próximo a la yema	1.2
30 Largo del dedo meñique	----
31 Largo del dedo anular	10.9
32 Largo del dedo medio	10.9
33 Largo del dedo índice	10.9
34 Largo del dedo pulgar	7
35 Largo de la palma de la mano	8.2
36 Largo total de la mano	19.8
37 Ancho del dedo pulgar	2.4
38 Grosor de la mano	2.1
39 Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	9.97
40 Ancho de la mano sin incluir dedo pulgar	8.26
41 Diámetro de agarre de la mano	----
42 Perímetro de la mano	20.72
43 Perímetro de la articulación de la muñeca	17.2

Nota: la tabla muestra las medidas que se tomarán en consideración de las diferentes partes de la prótesis biomédica para su diseño tomando como referencia los números de la *Figura 19*. Fuente: Modificado de (Melo, 2009)

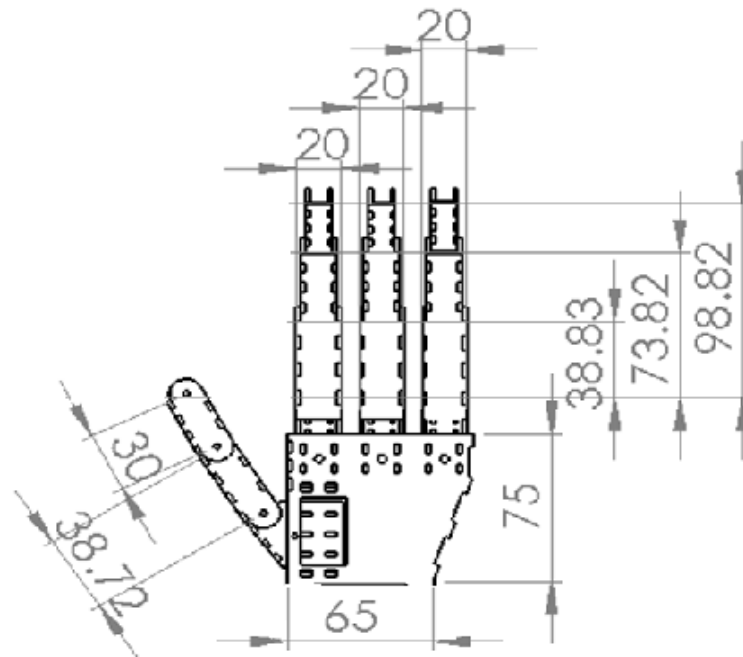


Figura 20. Detalles de algunas medidas de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

La prótesis biomédica se divide en partes, así como se observa en la *Figura 21*. Así mismo, se tomará las medidas de la Tabla 5, a manera de poder tener similitud en estructura mecánica a la mano presentada en la *Figura 15*.

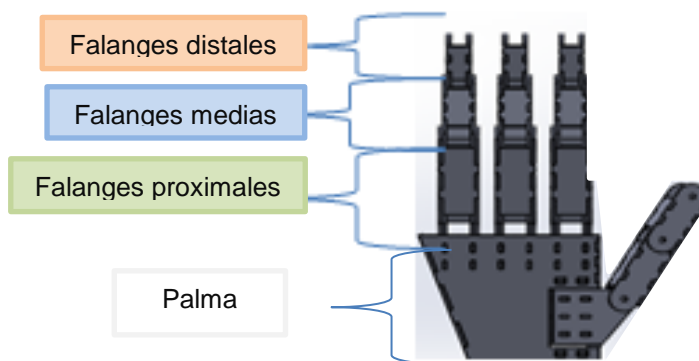
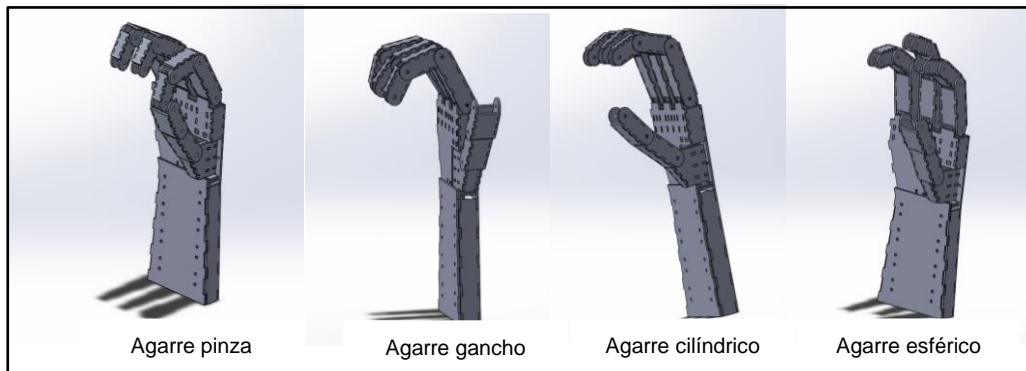


Figura 21. Partes de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

El diseño de la prótesis está definido como una mano de cuatro dedos (anular, medio, índice y pulgar). Según (Valencia Otero, Maradei Garcia, & Espinel Correal, 2016) en la revista

Redalyc, menciona que el dedo meñique ejerce una fuerza muy baja en comparación con los otros cuatro dedos, es por ello que no se tomará en cuenta el dedo meñique con la finalidad de reducir peso, sin dejar de lado que la prótesis realice los agarres básicos como se observa en la *Figura 22*, y los cuales se tomaron en cuenta de la *Figura 16*.

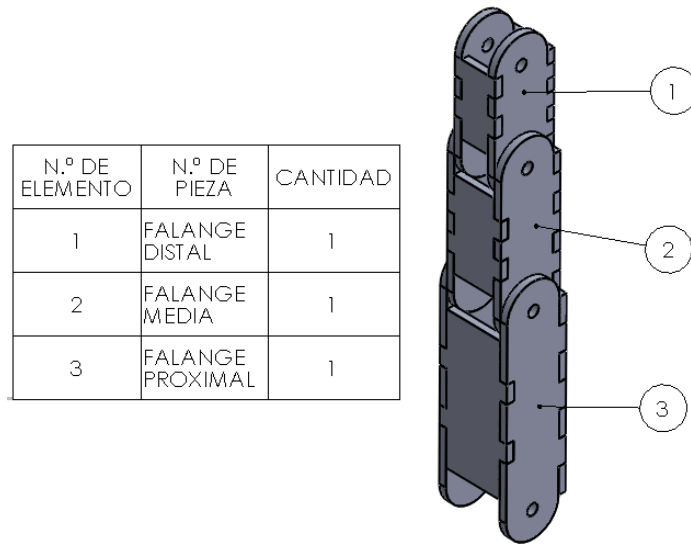


*Figura 22.* Agarres básicos de la prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se realiza el diseño del dedo anular de la prótesis biomédica con ayuda del software SolidWorks, en el cual se elabora paso a paso cada pieza que compone la prótesis, a manera de que al realizar el ensamble se tenga el dedo en su totalidad y este a su vez pueda realizar el movimiento requerido por el usuario.

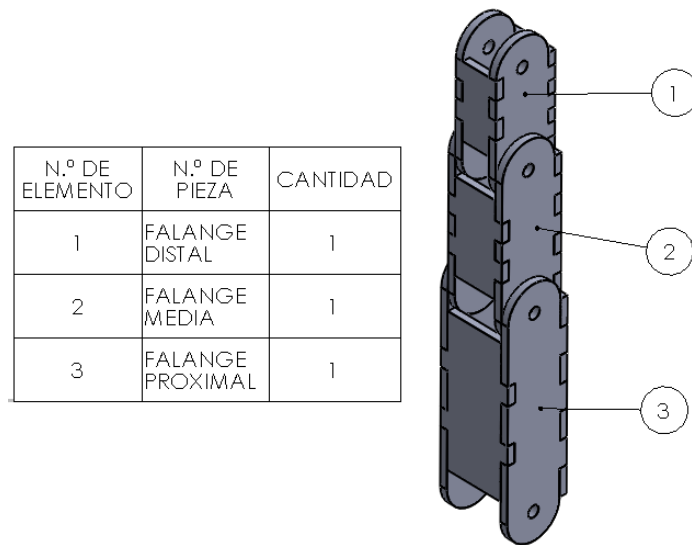
Cabe resaltar que cada falange del dedo anular tiene cuatro piezas, y estas fueron diseñadas como rompecabezas, de manera modular, como se observa en la *Figura 23*.



*Figura 23.* Dedo anular de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

Por consiguiente, se procede a realizar el diseño del dedo medio de la prótesis biomédica con ayuda del software SolidWorks, en el cual se elabora paso a paso cada una de las piezas que la componen, de manera que al realizar el ensamble se tenga el dedo en su totalidad y este a su vez sea articulado, para que permita realizar el movimiento requerido por él usuario. Cabe resaltar que cada falange del dedo medio de la prótesis biomédica tiene cuatro piezas, las cuales fueron diseñadas de una manera modular, como se puede visualizar en la *Figura 24*.



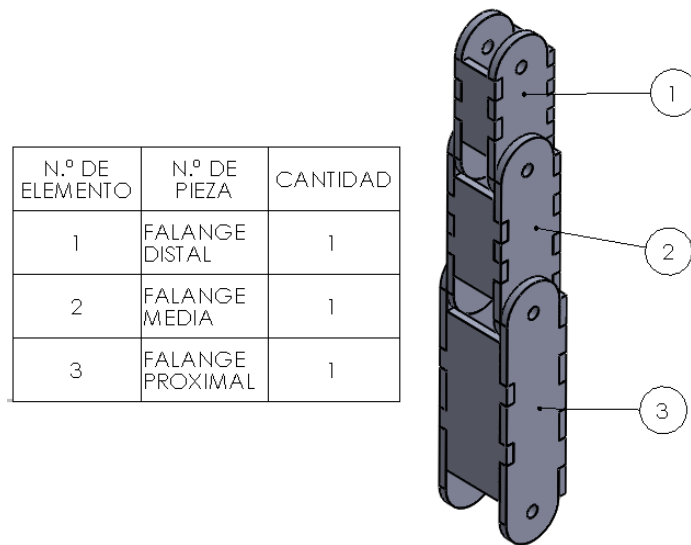
*Figura 24.* Dedo medio de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

Por consiguiente, se procede a realizar el diseño del dedo índice de la prótesis biomédica con ayuda del software SolidWorks, en el cual se diseñó paso a paso cada una de las piezas que la componen, de manera que al realizar la operación ensamble se tenga el dedo en su totalidad y este a su vez sea articulado, para que permita realizar el movimiento requerido por él usuario.

Cabe resaltar que cada falange del dedo índice de la prótesis biomédica tiene cuatro piezas, y estas fueron diseñadas de manera modular, como se aprecia en la *Figura 25*.





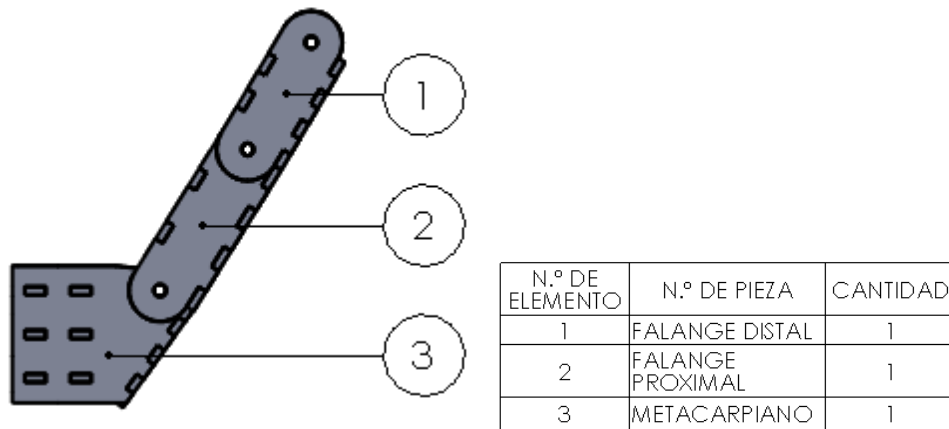
*Figura 25.* Dedo índice de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

Luego, se procede a realizar el diseño del dedo pulgar de la prótesis biomédica con el software SolidWorks, en donde se diseña paso a paso cada pieza que compone la prótesis, a manera de que al realizar la operación ensamble se tenga el dedo articulado y este permita que realice el movimiento requerido por él usuario.

Cabe resaltar que cada falange del dedo pulgar de la prótesis biomédica tiene cuatro piezas, y estas fueron diseñadas de manera modular, como en la *Figura 26* se observa.

También como se observa en la *Figura 15*, el dedo pulgar carece de falange media, pero el metacarpiano de este dedo tiene una articulación la cual permite un desplazamiento de 90° grados para realizar algunos agarres.



*Figura 26.* Dedo pulgar de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

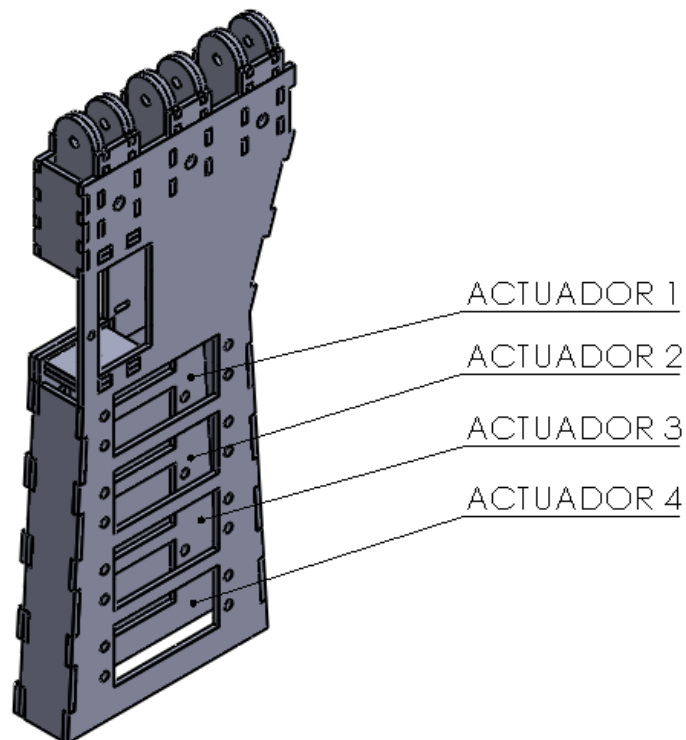
Después de haber realizado el diseño de cada dedo, se procede a elaborar el diseño de la palma de la prótesis biomédica con el software SolidWorks, donde se diseña paso a paso cada pieza que compone la prótesis, a manera de que al realizar la operación ensamble se tenga la palma en su totalidad y que cada una de las medidas tomadas en consideración permitan que realice los diferentes movimientos de los dedos.

Cabe resaltar que el pulgar de la prótesis biomédica tiene movimiento diferente al de los dedos (anular, medio e índice), por lo mencionado se tendrá en cuenta en el diseño de la palma y estas dos caras de la palma que fueron diseñadas de manera modular, como se observa en la *Figura 27*.

También como se aprecia en la *Figura 15*, los metacarpianos y carpianos, para este diseño serán tomados como un conjunto a excepción del metacarpiano del dedo pulgar, el cual si tendrá articulación con movimiento.

Referente a la muñeca de la prótesis biomédica, esta fue diseñada sólida y sin movimiento, ya que como se observa en la *Figura 18*, y con respecto al nivel de amputación en el cual se tomará en consideración, ya que el diseño de la prótesis biomédica no requiere que se diseñe la muñeca con movimiento, ya que se busca reducir peso y en el presente caso los huesos radio, cubito trabajan juntos para realizar la supinación y pronación, es por lo mencionado que sería innecesario. Hay otros movimientos que también realiza la muñeca, pero no es necesario para las funciones básicas de agarres que realizará la prótesis biomédica.

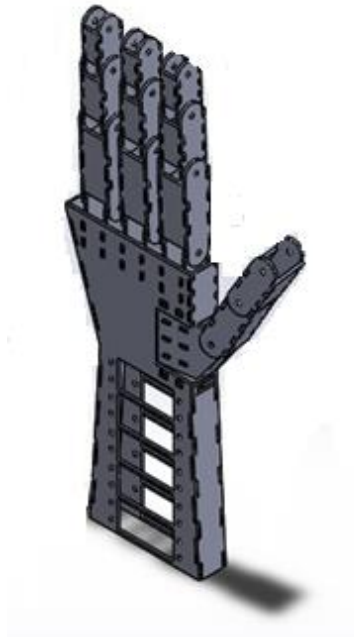
Por otro lado, también se tomará en consideración los cuatro actuadores que le darán el movimiento requerido a cada dedo que compone a la prótesis biomédica, es por ello que tendrán un espacio por debajo de la muñeca, como se observa en la *Figura 27*.



*Figura 27.* Palma de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración Propia.

Luego de haber realizado el diseño de cada dedo, así como también la palma se realiza la operación ensamble general de la prótesis biomédica, como se puede visualizar en la *Figura 28*.



*Figura 28.* Estructura mecánica modular de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

Luego de realizar el diseño de cada pieza que compone la prótesis biomédica en general en el software SolidWorks, se plasma en material acrílico cada pieza, y posterior a ello poder realizar el ensamblaje para obtener la prótesis biomédica en su totalidad.

Se requiere el uso de una soldadura de solvente llamada cloroformo o también llamada comercialmente pegacril, esta sustancia permite que las piezas de acrílico se suelden entre ellas, al aplicarla con una jeringa sobre las piezas, hace que estas se ablanden para luego unir sus moléculas, y finalmente cuando seca la sustancia, tener como resultado una pieza soldada, a manera de poder realizar el ensamble de cada parte que compone la prótesis como se observa en la *Figura 29*.

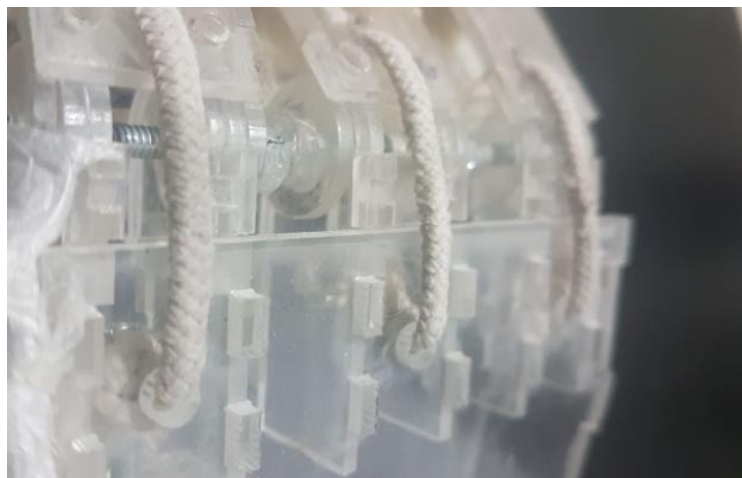


*Figura 29.* Soldando las piezas de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

Para continuar con el ensamble se requiere del uso de pernos estobol, los cuales nos sirven como ejes en las articulaciones rotoidales, como por ejemplo el ensamblaje de falanges que componen cada uno de los dedos, así como también la palma en la prótesis biomédica.

Se puede observar en la *Figura 30*, que para el ensamble de cada dedo sobre la palma se requiere del uso de soguillas elásticas, las cuales sirven como tendones para tener firmeza y retorno de cada dedo a su posición inicial (palma abierta).



*Figura 30.* Ensamble de los dedos y palma de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

En la *Figura 31* a continuación se puede visualizar el ensamble de los dedos anular, medio e índice sobre la palma de la prótesis.



*Figura 31.* Dedos anular, medio e índice junto con la palma - prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

En la *Figura 32*, se puede visualizar el ensamble del dedo pulgar, sobre la palma de la prótesis.



*Figura 32.* Ensamble del dedo pulgar de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

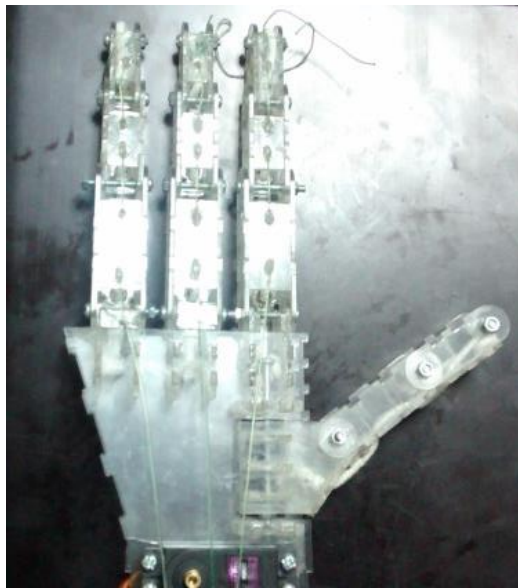
Se observa en la *Figura 33*, a la prótesis ensamblada, desde una vista lateral.



*Figura 33.* Ensamble de la prótesis biomédica, vista lateral.

Fuente: Elaboración propia.

Por consiguiente, como se visualiza en la *Figura 34*, se le instala los cables de nylon por las guías que tiene la prótesis, a manera que realice la función de tendones para la contracción de cada dedo y de esta manera poder darle el movimiento requerido por el usuario a través de los actuadores.



*Figura 34.* Ensamble de la prótesis biomédica, vista frontal.

Fuente: Elaboración propia.



Tabla6  
*Actuadores utilizados en robótica, definidos con sus principios de funcionamiento, ventajas y desventajas.*

Característica	Actuador		
	Neumático	Hidráulico	Eléctrico
<b>Energía</b>	Aire a presión que ejerce sobre un pistón.	Aceite mineral que ejerce presión sobre un pistón.	Interacción entre dos campos magnéticos (uno generado eléctricamente)
<b>Opciones</b>	Cilindros. Motor de paletas	Cilindros. Motor de paletas. Motor de pistones axiales.	Corriente continua. Corriente alterna. Motor paso a paso. Servomotor
<b>Ventajas</b>	Baratos. Rápidos. Sencillos. Robustos. Seguros.	Rápidos. Alta relación potencia peso. Auto lubricantes. Alta capacidad de carga. Estabilidad frente a cargas estáticas.	Precisos. Fiabes. Fácil control. Sencilla instalación. Silenciosos.
<b>Desventajas</b>	Dificultad de control continuo. Instalación espacial (compresor, filtros). Ruidoso. Poca exactitud en la posición final.	Difícil mantenimiento. Inflamables. Instalación especial (filtros eliminación, aire). Frecuentes fugas. Caros.	Potencia limitada.

Nota: en la presente tabla se muestra tres tipos de actuadores (neumático, hidráulico, eléctrico) y sus características. Fuente: (Gorosito, 2017)

Tomando en consideración la Tabla 6 que se presentó, la elección fue por el actuador servomotor y es el que se usará para la prótesis biomédica. Esto se debe a que a realizar los cálculos correspondientes del torque que tendrá el actuador, se obtuvo 0.7660 Nm, que sería equivalente a 7.82 Kgf.cm y el servomotor que trabaja con una fuerza similar a la obtenida, es el MG996R.

Se realiza la instalación de los servomotores MG996R, siendo estos cuatro como se muestra en la *Figura 35*, uno por cada dedo, también se realiza la calibración de las soguillas elásticas y cables de nylon que funcionan como tendones.



*Figura 35.* Instalación de actuadores a la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

En la *Figura 36* se observa cómo va quedando la parte mecánica modular de la prótesis biomédica.



*Figura 36.* Estructura mecánica modular de la prótesis biomédica

Fuente: Elaboración propia.

Luego se realizó el recubrimiento de la estructura mecánica de la prótesis biomédica colocándole guantes de látex quirúrgicos, para darle la estética y similitud a la piel humana, también se aprovechó para rellenar el dedo meñique, el cual su única función será darle estética, a manera de poder tener un parecido a una mano real de 5 dedos, como se visualiza en la *Figura 37*.



*Figura 37.* Prótesis biomédica recubierta con látex.

Fuente: Elaboración propia.

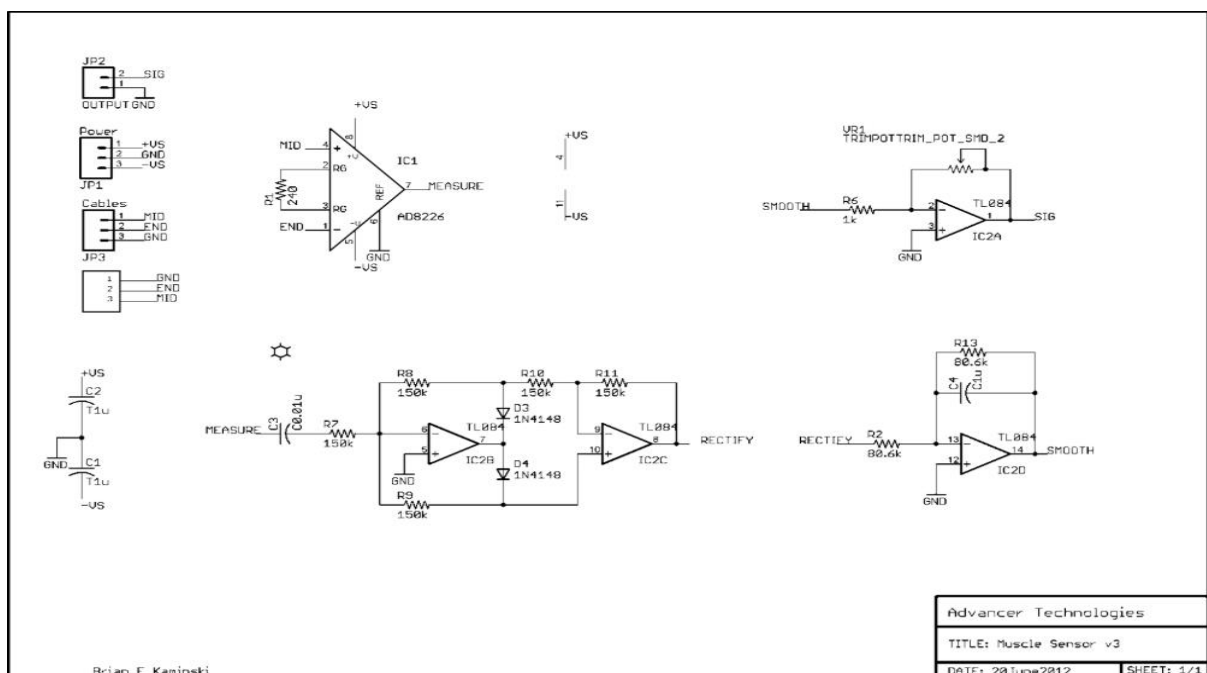
Se le colocó un guante de tela a la prótesis biomédica y se hizo una comparación con el guante puesto en una mano, como se puede apreciar en la *Figura 38*, de tal manera que se puede observar y encontrar una gran similitud entre estas. Evidenciando que es muy estética.



*Figura 38.* Comparación entre una mano y la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se desarrollará la electrónica de la prótesis biomédica, elaborándose el circuito que se observa en la *Figura 39*, en donde está el diagrama electrónico que se usó para la elaboración del electromiograma de Advancer Technologies, el cual sirve para la obtención de los pulsos mioeléctricos que emite el usuario, de modo que al obtener esta señal será tratada y procesada para que la prótesis biomédica pueda realizar las funciones básicas de agarres requeridos.



*Figura 39.* Diagrama electrónico del circuito mioeléctrico.

Fuente: (Advancer Technologies, 2012)

Con la ayuda del software EAGLE, se procedió con el diseño del diagrama electrónico en esquemático, efectuándole algunos cambios como se muestra en la *Figura 40*.

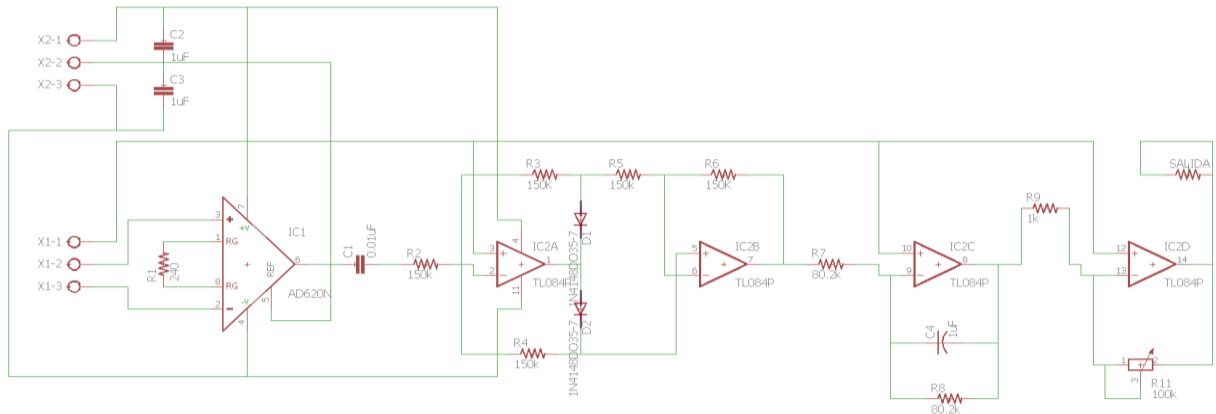


Figura 40. Diagrama del circuito electrónico en EAGLE.

Fuente: Modificado de (Advancer Technologies, 2012).

En la Figura 41 se puede observar, parte del circuito esquemático, el cual representa la etapa de amplificación de la señal obtenida del usuario. El componente que se muestra es un AD620 amplificador de instrumentación, el cual fue el reemplazo del AD8226, y es porque el último mencionado no es comercial en Lima.

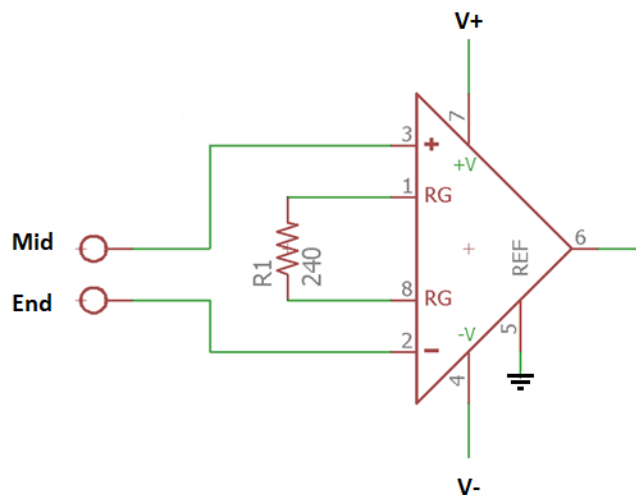


Figura 41. Amplificador de instrumentación.

Fuente: Modificado de (Advancer Technologies, 2012).

Se halla la ganancia obtenida por el circuito de la *Figura 42* y por consiguiente se muestra el resultado de la señal obtenida del pin 6 del componente electrónico, en la *Figura 43*.

Se usa la ecuación siguiente.

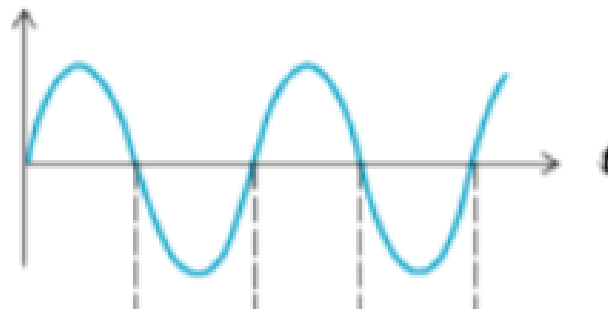
$$G = \frac{49,4K\Omega}{RG} + 1$$

Teniendo en consideración que,  $RG = 240\Omega$

$$G = \frac{49,4K\Omega}{240\Omega} + 1$$

Entonces quedaría como resultado.

$$G = 206.83$$



*Figura 42.* Señal ideal de Amplificador de instrumentación.

Fuente: (Advancer Technologies, 2012)

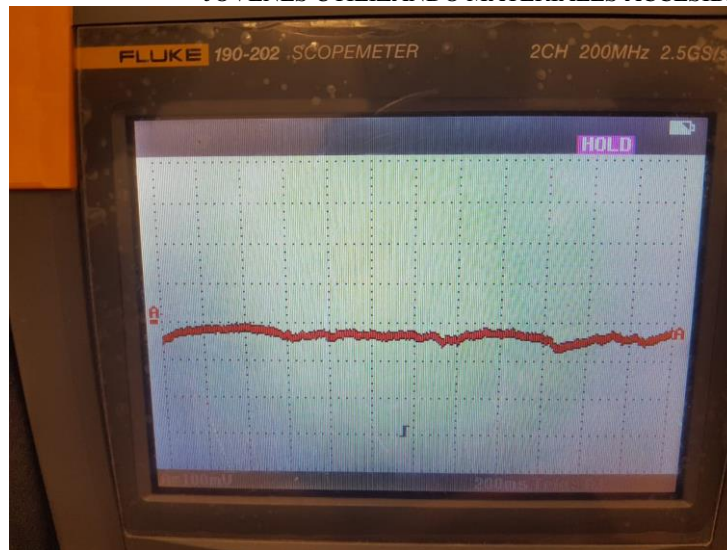


Figura 43. Señal de la salida del amplificador de instrumentación.

Fuente: Elaboración propia.

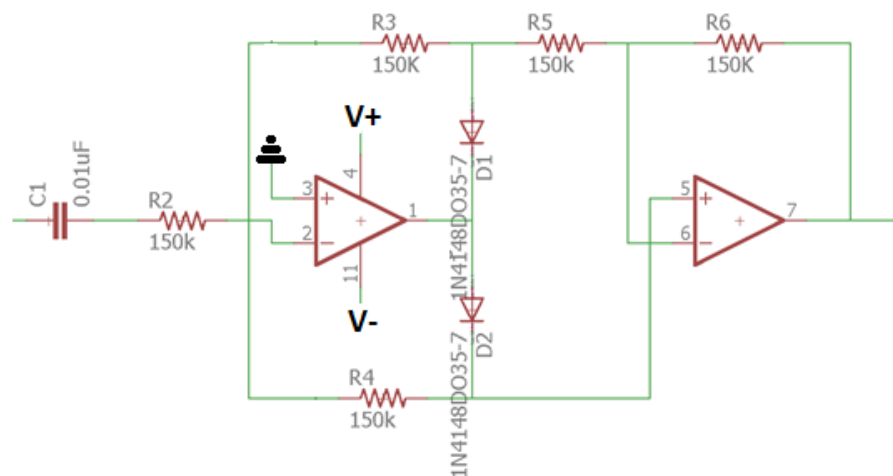


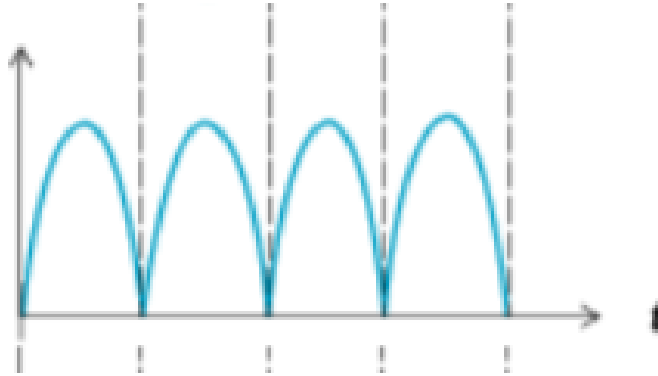
Figura 44. Esquemático de filtro rectificador de precisión de onda completa.

Fuente: (Advancer Technologies, 2012).

En la *Figura 44* se puede observar, parte del circuito esquemático, el cual representa la etapa de filtrado de la señal, la cual permite que se elimine el lado negativo de la señal correspondiente para que solo permita el paso de aquella que es positiva.

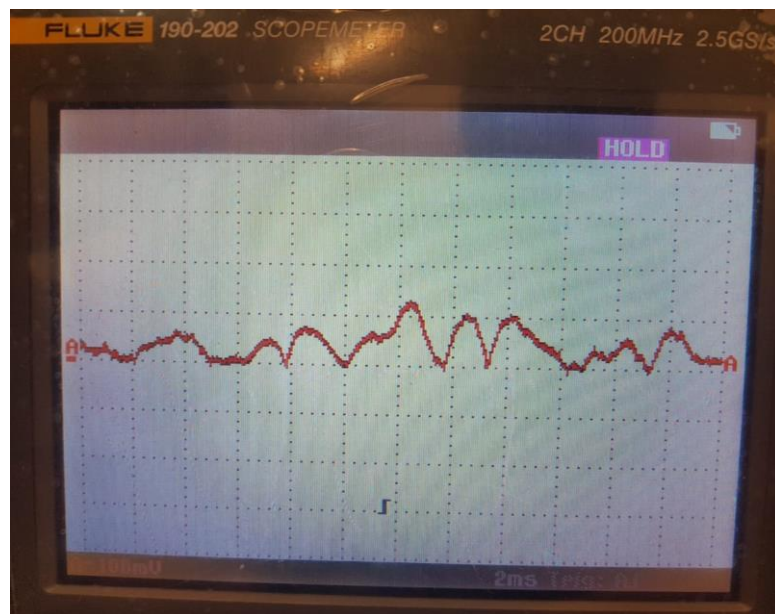


Como se observa en la *Figura 46*, la señal que se obtiene del opam TL084, por el pin7.



*Figura 45.* Señal ideal de filtro rectificador de señal mioeléctrica.

Fuente: (Advancer Technologies, 2012)



*Figura 46.* Señal de salida del filtro rectificador de señal mioeléctrica.

Fuente: Elaboración propia.

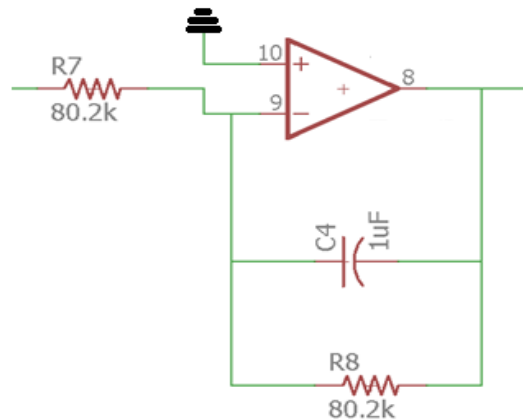


Figura 47. Esquemático de filtro pasa bajo.

Fuente: Modificado de (Advancer Technologies, 2012).

En la *Figura 47* se puede observar, parte del circuito esquemático, el cual representa la etapa de filtro pasa bajo de la señal, y su función es permitir el paso de frecuencias por debajo de la frecuencia de corte.

Hallamos la frecuencia de corte con la siguiente ecuación.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Teniendo en consideración que  $R = 80.2k\Omega$  y  $C = 1 \mu F$ .

$$F_c = \frac{1}{2\pi 80.2K\Omega 1\mu F}$$

$$F_c = 1.9845 \text{ Hz}$$

Hallando la ganancia.

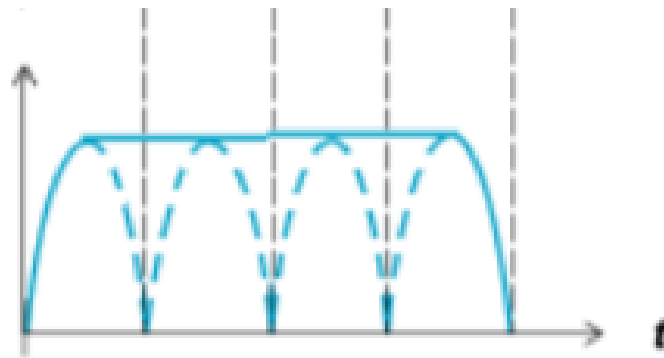
$$G = -\frac{R_8}{R_7}$$

Donde  $R_8 = 80.2K\Omega$  y  $R_7 = 80.2K\Omega$

$$G = -\frac{80.2K}{80.2K}$$

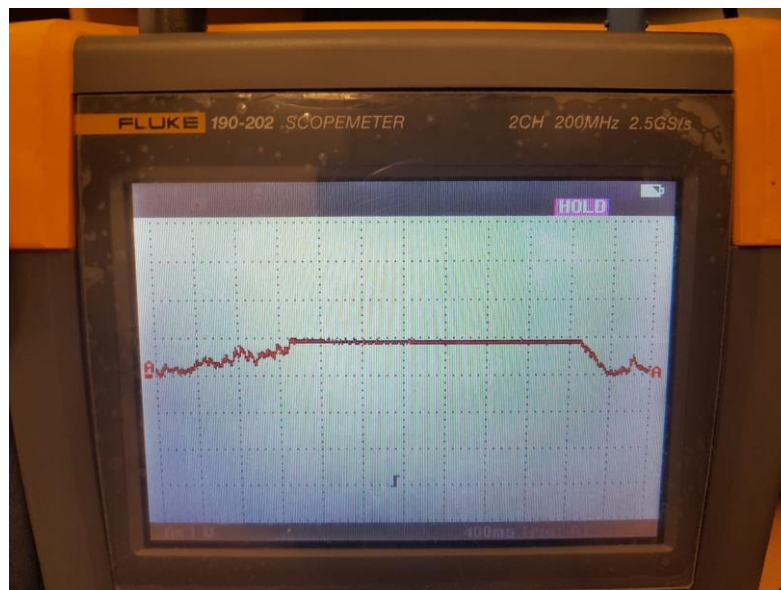
$$G = -1$$

La señal que se obtiene del filtro pasa bajo, se encuentra en el pin 8 del opam TL084, este filtro permite el paso de aquellas señales que se encuentran por debajo de la frecuencia de corte, como se aprecia en la *Figura 59*.



*Figura 48.* Señal ideal de filtro pasa bajo.

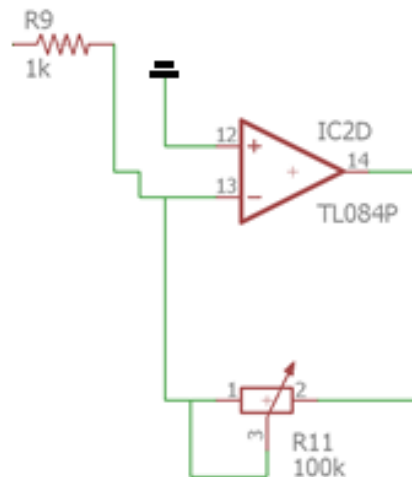
Fuente: (Advancer Technologies, 2012)



*Figura 49.* Señal de salida del filtro pasa bajo.

Fuente: Elaboración propia.

En la *Figura 50* se puede observar, parte del circuito esquemático, el cual representa la etapa de amplificador variable de la señal, y su función es amplificar la señal mioeléctrica



*Figura 50.* Esquemático de amplificador variable de señal mioeléctrica.

Fuente: (Advancer Technologies, 2012).

Por consiguiente, se halla la ganancia.

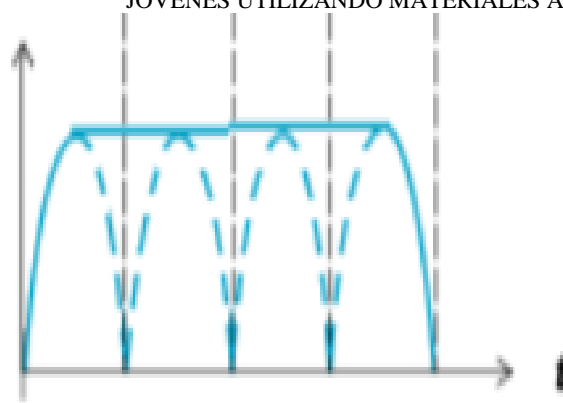
$$G = -\frac{R_{11}}{R_9}$$

Donde  $R_{11} = 80k$  y  $R_9 = 1k$

$$G = -\frac{80}{1}$$

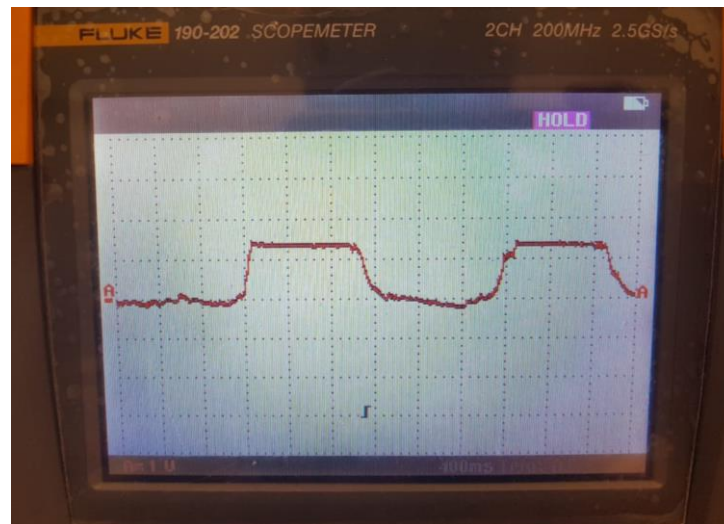
$$G = -80$$

La señal de salida del amplificador variable, la cual se obtiene en pin 14 del opam. Este amplificador permite que se pueda calibrar la salida con el potenciómetro y de esta manera tener la señal que se requiera, como se observa en la *Figura 52*.



*Figura 51.* Señal ideal del amplificador variable.

Fuente: (Advancer Technologies, 2012)



*Figura 52.* Señal del amplificador variable.

Fuente: Elaboración propia.

Luego de haber terminado el diagrama de esquemático se procedió a realizar el diseño de la tarjeta electrónica como se observa en la *Figura 53*.

Se tiene en consideración el ancho de las pistas que tendrá el circuito electrónico, por lo que se realiza los cálculos correspondientes.

*Ecuación 14.* Fórmula de ancho de pista electrónica.

$$\text{Ancho de la pista} = \frac{\text{Área}}{\text{Grosor} * 1.378} \quad (13)$$

En donde el grosor para este circuito electrónico será:

$$\text{Grosor} = 1 \text{ oz/ft}^2$$

*Ecuación 15.* Fórmula de área de pista electrónica.

$$\text{Área} = \left( \frac{1}{K1 * \Delta T^{K2}} \right)^{\frac{1}{K3}} \quad (14)$$

Las constantes K1, K2 y K3, dependerán de la ubicación en la cual se encuentren las pistas, para este caso se sabe que las pistas se ubicarán expuestas por una cara de la tarjeta.

$\Delta T$ , es la variación de temperatura con respecto a la temperatura del ambiente.

I, la corriente de consumo del circuito.

Se sabe que:

$$I = 100\text{mA.}$$

$$\text{Grosor} = 1 \text{ oz/ft}^2$$

$$K1 = 0.0647$$

$$K2 = 0.4281$$

$$K3 = 0.6732$$

$$\Delta T = 25^\circ\text{C}$$

Se procede a reemplazar los datos correspondientes.

$$\text{Área} = \left( \frac{1}{K1 * \Delta T K2} \right)^{\frac{1}{K3}} \quad (14)$$

Donde:

$$\text{Área} = \left( \frac{1}{0.0647 * 25^{0.4281}} \right)^{\frac{100mA}{0.6732}}$$

$$\text{Área} = 1.2238715212 \text{mm}^2$$

Por consiguiente, se calcula el ancho de la pista.

$$\text{Ancho de la pista} = \frac{\text{Área}}{\text{Grosor} * 1.378} \quad (13)$$

$$\text{Ancho de la pista} = \frac{1.2238715212}{1 * 1.378}$$

$$\text{Ancho de la pista} = 0.8881505959 \text{ th}$$

$$\text{Ancho de la pista} = 0.0226 \text{ mm}$$

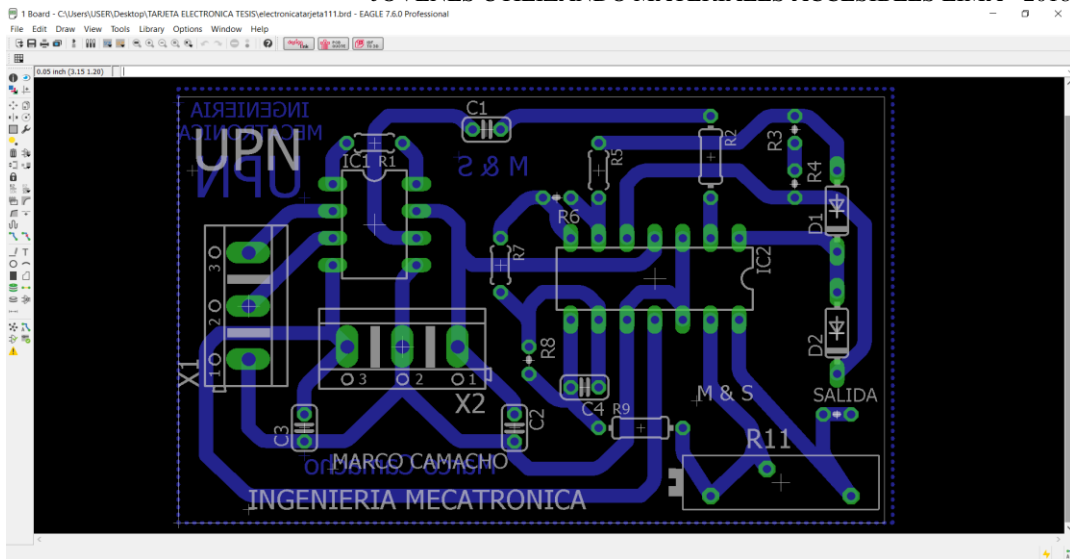


Figura 53. Diseño de pistas en la placa electrónica.

Fuente: elaboración propia.

Antes de realizar la tarjeta electrónica en físico se procedió a simularla en software 3D de tal manera que se pueda visualizar como quedaría la tarjeta una vez terminada y plasmada en físico.

El diseño y proyección se realizó con el software EAGLE 3D, así también con el software Pov-Ray, obteniendo la tarjeta como se observa en la Figura 54.



Figura 54. Tarjeta electrónica mioeléctrica en software 3D.

Fuente: Elaboración propia.



Luego se pasa a realizarlo en físico, teniendo los componentes y la tarjeta electrónica lista, se soldaron los componentes, luego se revisó su correcto funcionamiento y calibración necesaria para la señal que se requiere de la tarjeta electrónica de señales mioeléctricas, la cual ya queda concluida para realizar las pruebas correspondientes como se observa en la *Figura 55*.



*Figura 55.* Tarjeta electrónica de señales mioeléctricas.

Fuente: Elaboración propia.

Para poder probar la tarjeta electrónica se le colocó como fuente, dos baterías de 9 voltios; así mismo también se le incorporó tres cables de equipos electrocardiogramas con sus respectivos electrodos, como se observa en la *Figura 56*, y los cuales al otro extremo están conectados en las borneras que van hacia el amplificador de instrumentación.



*Figura 56.* Conexión de electrodos en el usuario.

Fuente: Elaboración propia.

Al ver en las pruebas que a veces los electrodos se despegaban por el mismo uso, por ello se utiliza una manga de compresión en el brazo, siendo esta adaptada al proyecto y la cual ayuda a mantener en su misma posición a cada uno de los electrodos, como se aprecia en la *Figura 57.*



*Figura 57.* Manga de compresión adaptada para la sujeción de electrodos.

Fuente: Elaboración propia.

Al realizar la prótesis biomédica se requiere baterías para que alimenten de energía a los actuadores, controlador, placa electrónica de señal mioeléctrica y estos puedan dar movimiento a la parte mecánica. Se realizó la Tabla 7, para tomar en consideración el consumo de cada componente de la prótesis.

Tabla7  
*Consumo de cada componente.*

Ítem	Componente	Voltaje	Ampere
1	Servo 1	6v	900mA
2	Servo 2	6v	900mA
3	Servo 3	6v	900mA
4	Servo 4	6v	900mA
5	Controlador atmega 328p	6v	500mA
6	Circuito mioeléctrico	+ -9v	100mA

Nota: en la presente tabla se menciona el consumo de los componentes que son usados para la prótesis biomédica. Fuente: Elaboración propia.

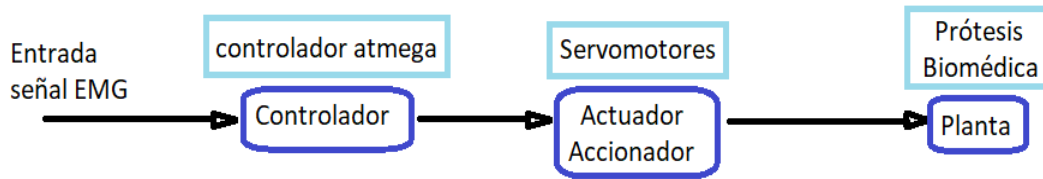
En la *Figura 58* se va realizando pruebas de la tarjeta electrónica mioeléctrica en conjunto con la mecánica de la prótesis biomédica.



*Figura 58.* Pruebas de la tarjeta mioeléctrica.

Fuente: Elaboración propia.

En la *Figura 59* se observa que el sistema de control de la prótesis biomédica es de lazo abierto, iniciando con la señal mioeléctrica, para luego pasar por el controlador, será un controlador atmega 328p, el cual fue previamente programado para que mande las instrucciones a los actuadores, y finalmente con la ayuda de estos darle el movimiento requerido a la prótesis biomédica.



*Figura 59.* Sistema de control lazo abierto de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.

Por consiguiente, se elaboró el control de las funciones de agarres básicos que realizará la prótesis biomédica con respecto a la señal obtenida de la tarjeta electrónica mioeléctrica, para ello previamente se realizó el diagrama lógico o de flujo del programa, como se puede observar en la *Figura 60*.

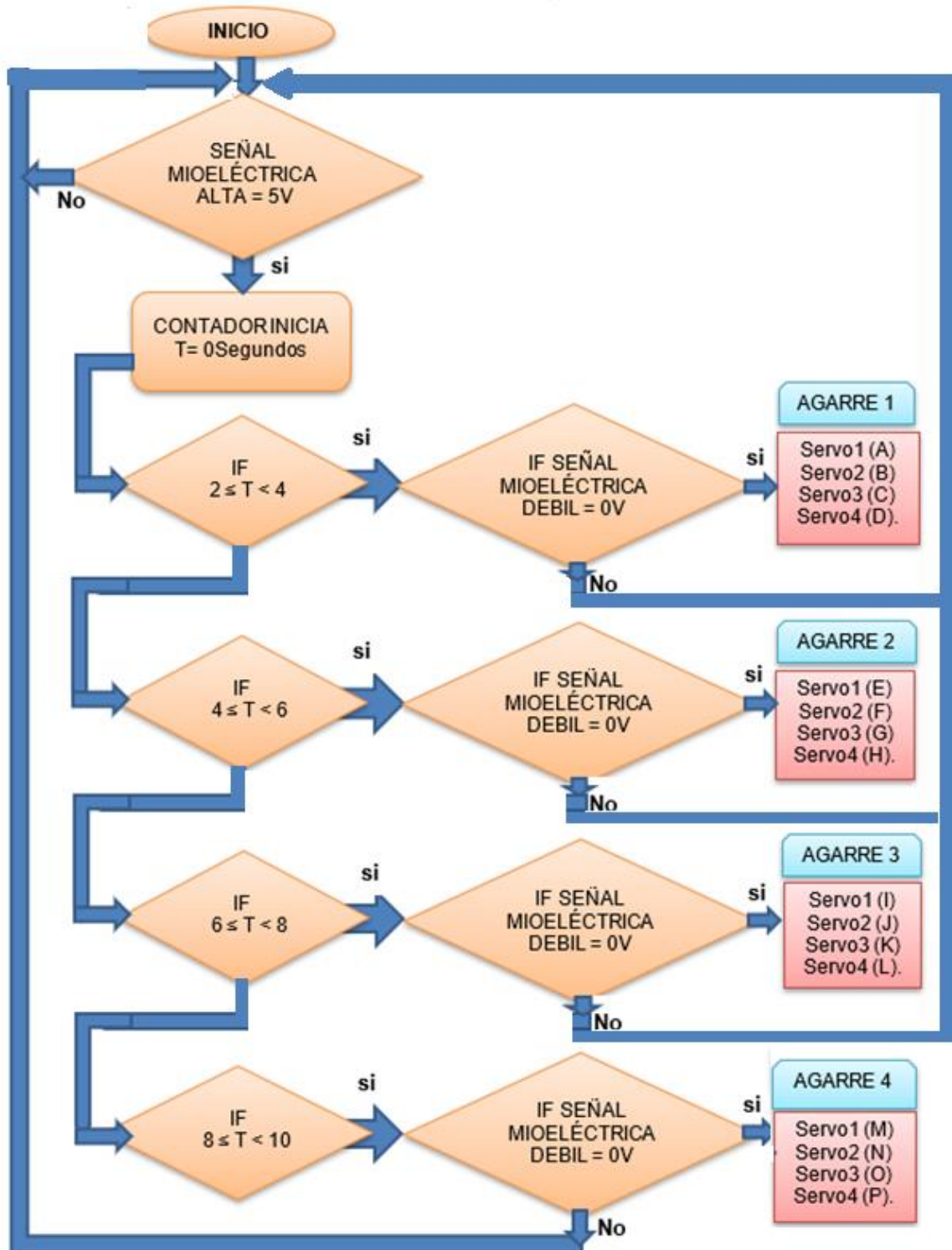
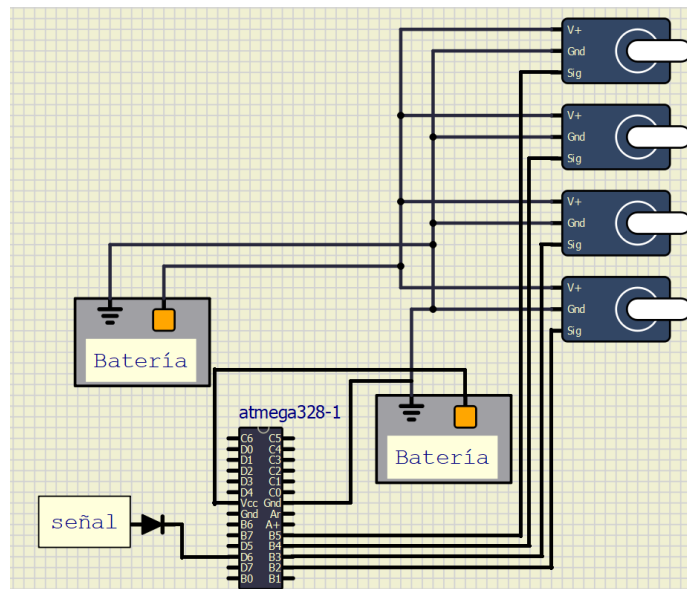


Figura 60. Diagrama de flujo del programa para controlar los actuadores.

Fuente: Elaboración propia.

Luego con el uso del software libre, el cual nos sirvió para realizar el procesamiento de aquella señal mioeléctrica y programar la placa electrónica del controlador atmega 328p, las diferentes funciones básicas que realiza la prótesis biomédica, ya que este controlador es pequeño y se adapta a lo requerido.

Posterior a ello se realiza el conexionado de los servomotores y la entrada del circuito mioeléctrico, como se aprecia en la *Figura 61*, esto se elaboró en el software de simulación Simul-IDE.



*Figura 61.* Conexionado del controlador atmega y los servomotores.

Fuente: Elaboración propia.

Se realiza la implementación en conjunto de las partes mecánica, electrónica y control de la prótesis biomédica como un sistema, posterior a ello realizar las pruebas necesarias, y de esta manera se observa el correcto funcionamiento, como se visualiza en la *Figura 62*.



*Figura 62.* Implementación y pruebas de la prótesis biomédica con el usuario.

Fuente: Elaboración propia.

Finalizando con la elaboración de la prótesis biomédica en cuanto a la implementación en conjunto de las partes mecánica, electrónica y control de la prótesis biomédica como un sistema. Se concluye que la prótesis es muy ligera, fácil de transportar y muy estética.

Se puede apreciar en la *Figura 63*, la prótesis biomédica ya en funcionamiento e implementada con el usuario, resaltando que realiza una función de agarre.



*Figura 63.* Prótesis biomédica en funcionamiento.

Fuente: Elaboración propia.



### CAPÍTULO III. RESULTADOS

Se pudo determinar y a su vez realizar las funciones o agarres básicos que ejecuta la prótesis biomédica del miembro superior, de esta manera poder aplicarlo en el entorno real, como se puede apreciar en las *Figuras 64, 65, 66*.

Se aprecia la prótesis biomédica, realizando una de las funciones básicas requerida por el usuario, en este caso es la función agarre esférico con la cual puede sostener objetos con dimensiones de  $4\text{ cm}^3$  a  $6\text{ cm}^3$ . Como se puede observar en la *Figura 64*.



*Figura 64.* Prótesis biomédica realizando función agarre esférico.

Fuente: Elaboración propia.

En la *Figura 65*, se puede apreciar la prótesis biomédica, realizando una de las funciones básicas, en este caso es el agarre de cubiertos o útiles para escritura.



*Figura 65.* Prótesis biomédica realizando función agarre cubiertos.

Fuente: Elaboración propia.

En la *Figura 66*, se observa la prótesis biomédica realizando una de las funciones básicas requeridas por el usuario, en este caso es el agarre cilíndrico, el cual les sirve para poder sostener vasos y botellas, para que así puedan beber líquidos y/o poder transportarlos.



*Figura 66.* Prótesis biomédica realizando función agarre cilíndrico.

Fuente: Elaboración propia.

Se realizó la selección de los actuadores correspondiente, en el caso del presente proyecto de investigación, y como se observa en la Tabla 6, se realizó una comparación de 3 tipos de actuadores entre los cuales se seleccionó los servomotores, esto se debe a que al realizar los cálculos correspondientes del torque que tendrá el actuador, se obtuvo 0.7660 Nm, que sería equivalente a 7.82 kgf.cm y el servomotor que trabaja con una fuerza similar a la obtenida, es el MG996R.

Para este caso son los 4 servomotores MG996R que se puede observar en la *Figura 67*, ya que sus engranes son metálicos, por lo que permitirá que tenga un mayor tiempo de vida y también por su torque de 9kgf/cm que los caracteriza.



*Figura 67.* Servomotor MG 996R.

Fuente: Elaboración propia.

Se pudo realizar la construcción mecánica con un diseño modular de la prótesis biomédica a base de material acrílico, el cual permitió que la elaboración de cada parte mecánica sea un pequeño ensamble de piezas que lo componen, pues esto es un aspecto positivo porque si se malograra alguna pieza, esta podría ser intercambiable fácilmente y no habría la necesidad

de cambiar gran parte de la prótesis o su totalidad de la misma. Viéndolo desde otro punto de vista el cambiar solo una pieza pequeña no será muy costoso.

La parte mecánica de la prótesis biomédica fue diseñada de manera modular siguiendo un estándar de medidas de una mano promedio, para poder asemejarse en dimensiones y movimientos los cuales realiza una mano, en la *Figura 68*, al apreciar la prótesis se puede notar la gran similitud que esta tiene referente a su estética y al realizar los agarres básicos establecidos.



*Figura 68.* Prótesis biomédica en funcionamiento.

Fuente: Elaboración propia.

Se pudo realizar la implementación del circuito electrónico mioeléctrico de la prótesis biomédica como se puede observar en la *Figura 69*, con el cual se controlan las funciones o agarres básicos establecidos, tomando como referencia el circuito esquemático de la *Figura 39*, y realizándole algunos cambios los cuales son, el amplificador de instrumentación AD620, así como también algunas resistencias de precisión, esto debiéndose a que no es muy accesible encontrar algunos de estos componentes en Lima- Perú. Se obtiene en la etapa

final del circuito mioeléctrico una buena señal cuando el usuario realiza la flexión y extensión del musculo, aprovechando la señal para realizar el control de la prótesis biomédica.

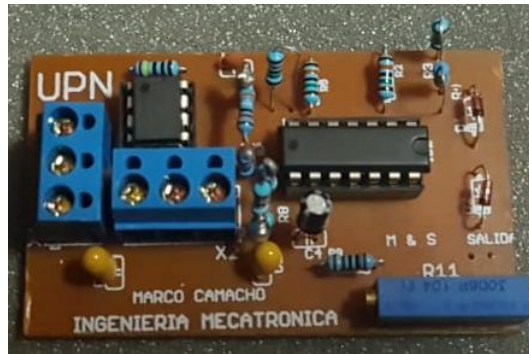


Figura 69. Tarjeta electrónica de señales mioeléctricas de la prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

El uso de la prótesis biomédica del miembro superior mejora el desempeño de actividades cotidianas en jóvenes del Perú, como se muestra en la Tabla 8, ya que se puede realizar agarres básicos pre establecidos para el usuario.

Tabla8

*Prótesis biomédica y su mejora en el desempeño de actividades cotidianas.*

Ítem	Agarre	Funcionalidad	Con Prótesis biomédica	Sin Prótesis biomédica
1	Esférico	Sostener objetos diferentes con dimensiones aproximadas de 3cm <sup>3</sup> a 6cm <sup>3</sup>	√	X
2	Cilíndrico	Sostener objetos diferentes como vasos, botellas, tomatodo.	√	X
3	Pinza	Sostener objetos con dimensiones pequeñas aproximadas de 1cm <sup>3</sup> a 2cm <sup>3</sup>	√	X
4	Cubiertos	Sostener objetos como cubiertos (tenedor, cuchara), útiles para escritura.	√	X

Nota: se puede observar en la presente tabla que hay una comparación del desempeño de actividades cotidianas con respecto al uso de la prótesis biomédica, en donde el símbolo (√) afirma que puede realizar mencionada funcionalidad, por el contrario, el símbolo (x) niega que pueda realizar mencionada funcionalidad. Fuente: Elaboración propia.

## CAPÍTULO IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

### 4.1 Discusión

Es preocupante y lamentable por lo que realmente pasan las personas discapacitadas el día de hoy, sin embargo, en este proyecto de investigación, se pudo diseñar una prótesis biomédica controlada por impulsos musculares, cabe resaltar que se usaron materiales accesibles, siendo esto beneficioso porque se logró realizar una prótesis accesible para los usuarios, con lo que permitirá mejorar el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.

Por otro lado, en la presente investigación se pudo desarrollar una prótesis biomédica que consta de 4 dedos, buscando reducir peso y servomotores, pero no dejando de lado las funciones básicas, ni objetivos a realizar, mucho menos la estética.

La selección de los actuadores adecuados para la prótesis biomédica del miembro superior fue adecuada ya que, al realizar los cálculos correspondientes, se tuvo mayor precisión en la elección, permitiendo mejorar el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú.

Se tomó como punto inicial para el diseño de la prótesis biomédica, que tenga un diseño antropomorfo, que sea modular, y de esta manera se logró tener una prótesis estética de gran similitud a la mano y que realice funciones básicas requeridas por el usuario.

Al realizar el diseño electrónico para el control mioeléctrico se rompió algunas limitantes para la elaboración de la prótesis biomédica del miembro con control mioeléctrico, ya que muchas veces el tema de que estas tarjetas no se comercialicen en su país es una limitante o por otro lado los costos elevados.

## 4.2 Conclusiones

Se puede concluir de la presente investigación realizada, que se diseñó una prótesis biomédica del miembro superior que es controlada por impulsos mioeléctricos, con materiales accesibles para jóvenes con discapacidad, y se obtuvieron varias características positivas como se muestra en la Tabla 9.

Tabla9  
*Características del diseño de la prótesis biomédica.*

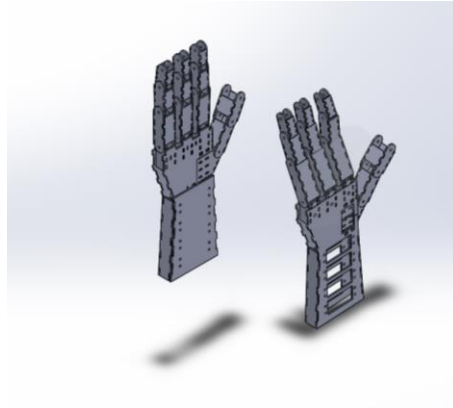
Ítem	Características del diseño	Prótesis biomédica
1	antropomorfo	√
2	modular	√
3	liviano	√
4	Estético	√
5	portátil	√
6	económico	√

Nota: se puede observar en la presente tabla que hay una verificación de características del diseño de la prótesis biomédica, en donde el símbolo (√) afirma que existe mencionada característica, por el contrario, el símbolo (x) niega que existe mencionada característica. Fuente: Elaboración propia.

En el Ítem 1 se menciona la característica del diseño antropomorfo de la prótesis biomédica con lo cual se constata que, si existe dicha característica, ya que se tomó en consideración dimensiones promedio de una mano como se muestra en la tabla 4, las cuales permiten que desarrolle las funciones o agarres básicos establecidos.

En el Ítem 2 se menciona la característica del diseño mecánico modular de la prótesis biomédica con lo cual se constata que si existe dicha característica ya que el diseño mecánico se realizó pieza a pieza que compone la prótesis como si fuese un rompecabezas, cabe resaltar que este diseño modular permitió que con este mismo diseño realizado se pueda elaborar una prótesis biomédica para jóvenes con discapacidad del miembro superior ya sea

derecho así como izquierdo y esto se debe al diseño modular que se presenta en la *Figura 70*.



*Figura 70.* Prótesis biomédica para discapacidad del miembro superior izquierdo y derecho.  
Fuente: Elaboración propia.

En el Ítem 3 se menciona la característica del diseño liviano de la prótesis biomédica con lo cual se constata que, si existe dicha característica, ya que la elaboración de cada una de sus piezas fue elaborada en acrílico, un material liviano. La prótesis biomédica terminada se pesó en instalaciones de la Universidad Privada Del Norte, obteniendo como resultado un peso de 513 gramos, como se puede observar en la *Figura 71* y es por ello se menciona que es liviana.



*Figura 71.* Peso de la prótesis biomédica.

Fuente: Elaboración propia.



En el Ítem 4 se menciona la característica del diseño estético de la prótesis biomédica, con lo cual se constata que, si existe dicha característica, ya que en la *Figura 38* se muestra una comparación de la prótesis biomédica con una mano, apreciando que es muy estética.

En el Ítem 5 se menciona la característica del diseño portátil de la prótesis biomédica con lo cual se constata que, si existe dicha característica, ya que las partes de alimentación y electrónica de control de la prótesis biomédica van en un maletín pequeño para poder transportarlo como se puede observar en la *Figura 72*.



*Figura 72.* Prótesis biomédica y maletín portable.

Fuente: Elaboración propia.

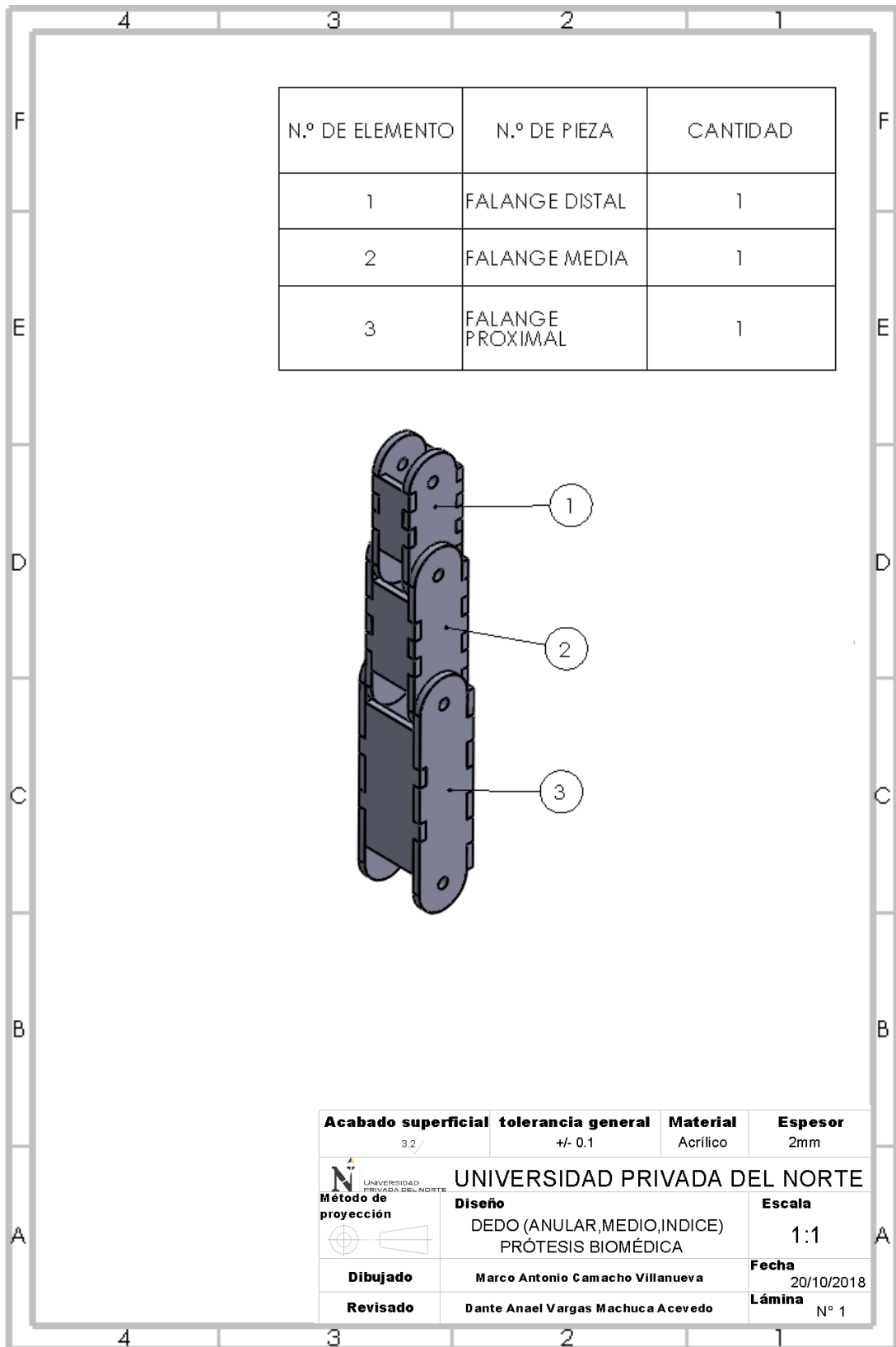
En el Ítem 6 se menciona la característica del diseño económico de la prótesis biomédica con lo cual se constata que si existe dicha característica, ya que la prótesis fue elaborada con materiales accesibles, esto permite que sea económica, como se muestra en la Tabla de Anexo 1.

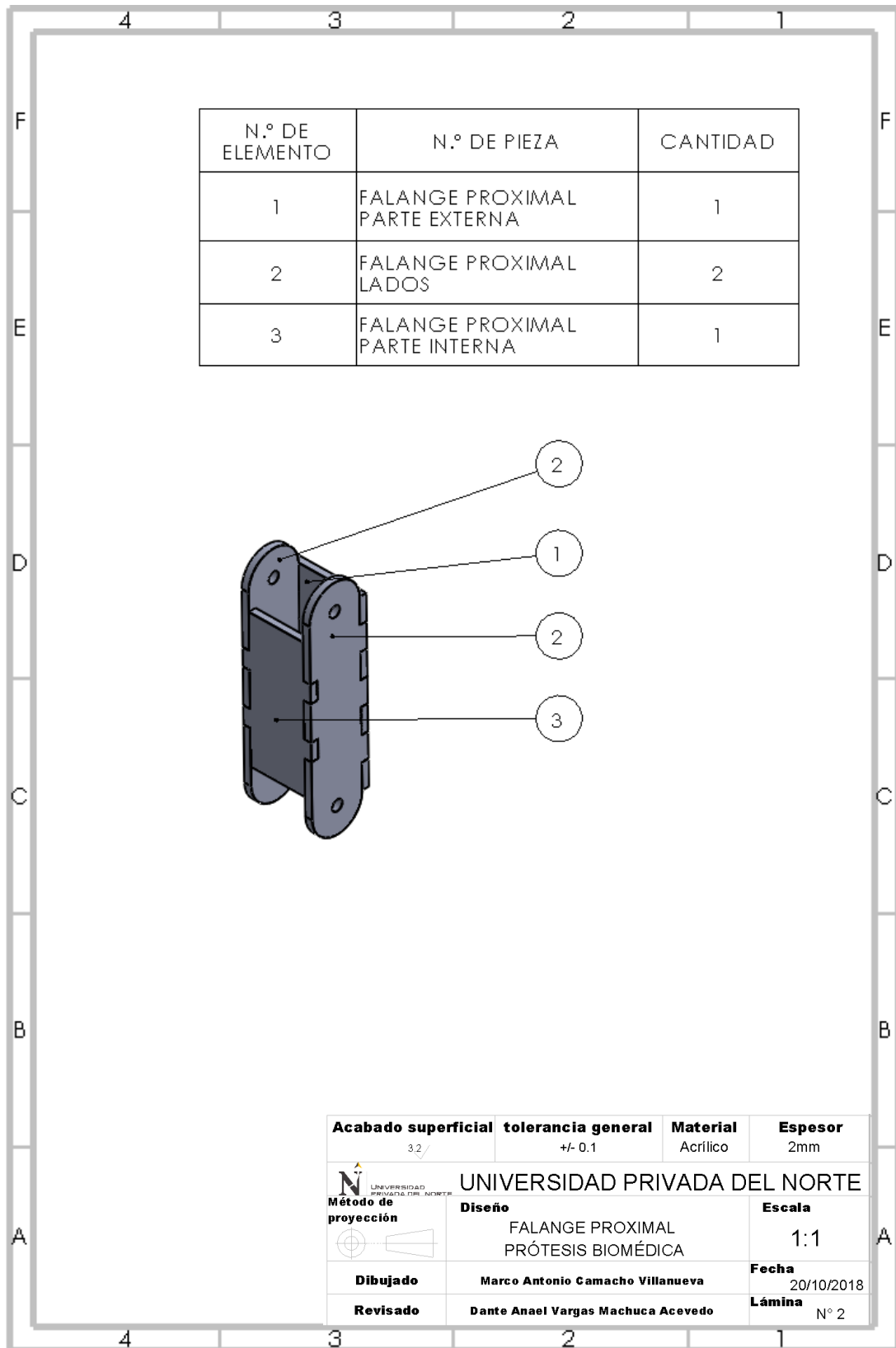
Se pudo determinar que el diseño de la prótesis biomédica del miembro superior mejora el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú, ya que como se muestra en la Tabla 8, cada una de las funciones o agarres básicos establecidos anteriormente muestra una mejora positiva en el desempeño cuando se realizan actividades cotidianas con el uso de la prótesis biomédica.

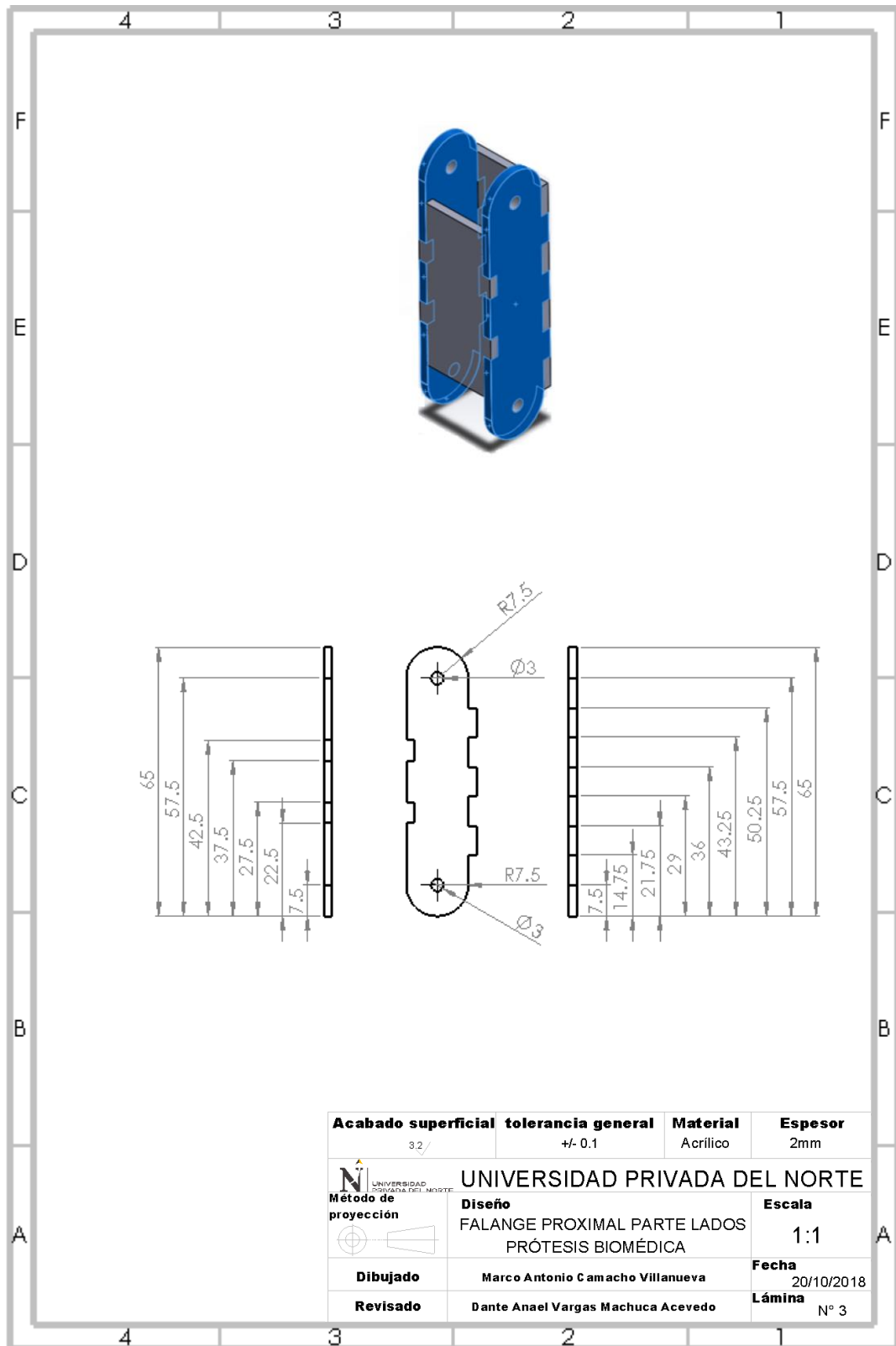
## REFERENCIAS

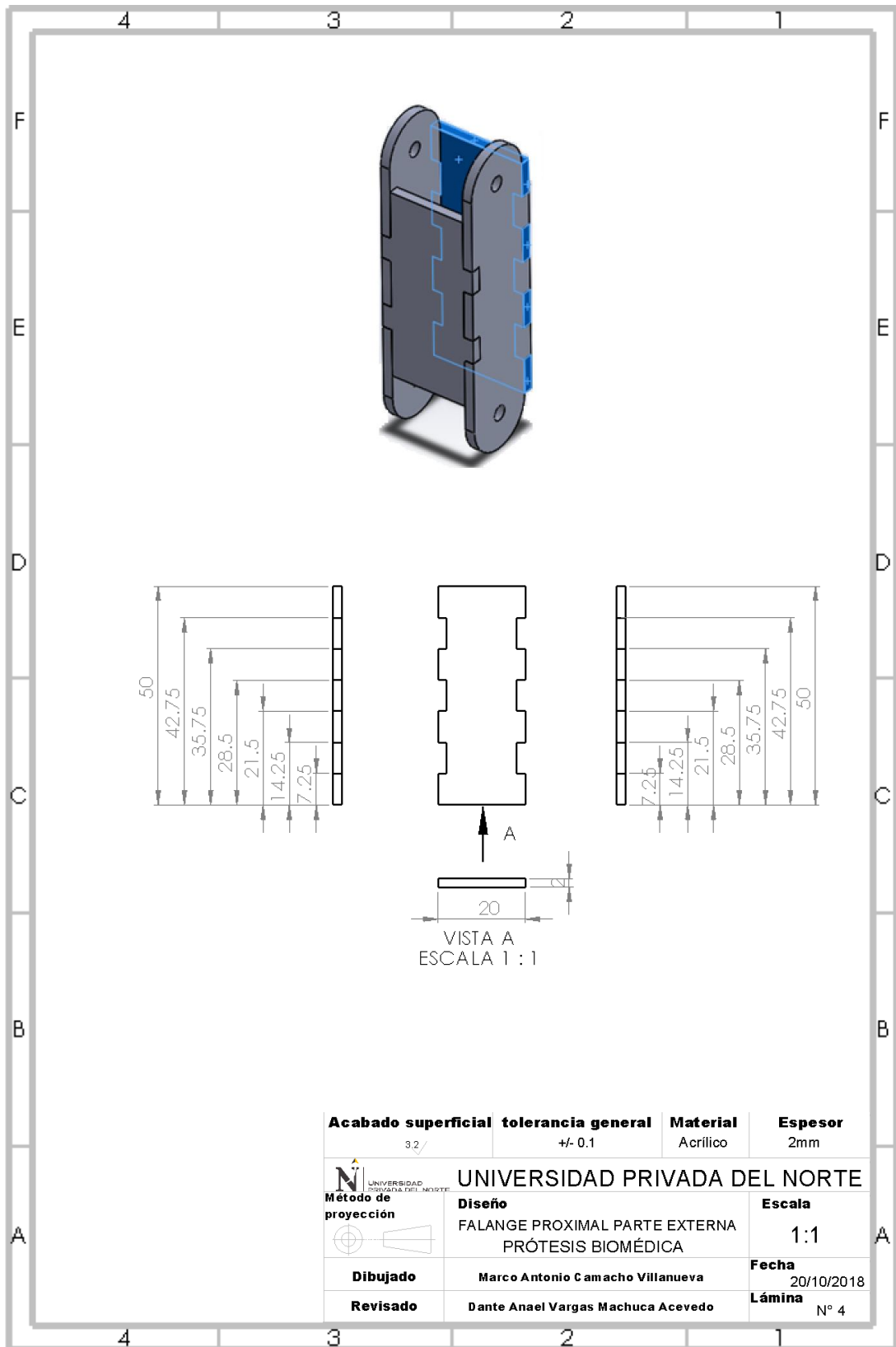
- 29459, L. N. (2012). '*productos farmaceuticos, dispositivos medicos y productos sanitarios*'. Obtenido de Digemid Minsa: [http://www.digemid.minsa.gob.pe/UpLoad/UpLoaded/PDF/Publicaciones/DocumentosVarios/P32\\_2012-12-21\\_Directiva\\_Peru.pdf](http://www.digemid.minsa.gob.pe/UpLoad/UpLoaded/PDF/Publicaciones/DocumentosVarios/P32_2012-12-21_Directiva_Peru.pdf)
- 29973, L. N. (14 de junio de 2012). '*Derecho a la vida y a la integridad personal*'. Obtenido de Congreso de la república del Perú: <https://www.mimp.gob.pe/webs/mimp/herramientas-recursos-violencia/contenedor-dgcvg-recursos/contenidos/Legislacion/Ley-general-de-la-Persona-con-Discapacidad-29973.pdf>
- Barber, B. (2014). *Anatomía*. Europa: Hispano Europea.
- Brito, J. L., Quinde, M. X., Cusco, D., & Calle, J. I. (2013). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. *INGENIUS*, 57-64.
- Dianceht S.A. (s.f.). *Dianceht*. Obtenido de prótesis estéticas y funcionales de silicón: <http://www.manosydedos.com/precios.html>
- Gorosito, M. A. (diciembre de 2017). Protesis funcional de miembro superior controlada a partir de dispositivo Myo. *Proyecto Integrador*. Córdoba, Argentina.
- Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI). (2014). Primera Encuesta Nacional Especializada Sobre Discapacidad 2012. Obtenido de [www.inei.gob.pe](http://www.inei.gob.pe)
- Iván Nieto Díaz Lavana, U. M. (22 al 24 de SEPTIEMBRE de 2010). DISEÑO DE UN SOCKET DE MIEMBRO SUPERIOR CON SUSPENSION AJUSTABLE. *MEMORIAS DEL XVI CONGRESO INTERNACIONAL ANUAL DE LA SOMIM*. Monterrey, NUEVO LEON, MEXICO.
- Kaminski, B. E. (2012). *Advancer Technologies*. Obtenido de <http://www.advancertechnologies.com/>
- Klaus, P. V., Astrid, F., Bernard C, K., Martin C, H., Christine, H., & Enrique, A. (s.f.). *El libro de los músculos*. Barcelona: Ars Medica.
- Koshkin, N. I., & Shirkévich, M. G. (1975). *Manual de Física Elemental*. Editorial Mir.
- Melo, J. L. (2009). *Ergonomía Práctica*. Buenos Aires: Fundación MAPFRE.
- Moreno Ochoa, L. (2000). *Como entender a un electrocardiograma*. Madrid: Diaz de Santos S.A.
- Nigel Palastanga, D. F. (2000). *ANATOMIA Y MOVIMIENTO HUMANO ESTRUCTURA Y FUNCIONAMIENTO*. Barcelona: Paidotribo.
- Norton, K. (2007). *A Brief History of Prosthetics*.
- Norton, R. L. (2004). *Diseño de maquinaria*. Mexico D.F: McGraw-Hill.
- Organización Mundial de la Salud. (2011). *Informe mundial sobre la discapacidad*.
- Quinayas Burgos, C. A., Muñoz Añasco, M., Vivas Alvan, O. A., & Gaviria Lopez, C. A. (2010). Diseño y construcción de la prótesis robótica de mano UC-1. *Redalyc*, 223-237.
- Salud, O. M. (2011). *Informe mundial sobre la discapacidad*.
- Sampieri Hernández, R., Collado Fernández, C., & Baptista, M. (2003). *Metodología de la Investigación*. México: Mc Graw Hill.
- Taylor, C. L., & Schwarzbach, R. J. (1955). *The anatomy and mechanics of the human hand*. New York, EE.UU. Obtenido de [http://www.oandplibrary.org/al/pdf/1955\\_02\\_022.pdf](http://www.oandplibrary.org/al/pdf/1955_02_022.pdf)
- Tobar Subía Contento, L. M. (2010). Prototipo de prótesis robótica para la mano. Quito, Ecuador.
- Valencia Otero, Á. F., Maradei García, M. F., & Espinel Correal, F. (2016). Estudio sobre la influencia del diámetro de apertura en la fuerza ejercida por cada dedo. *Redalyc*, 935-945.

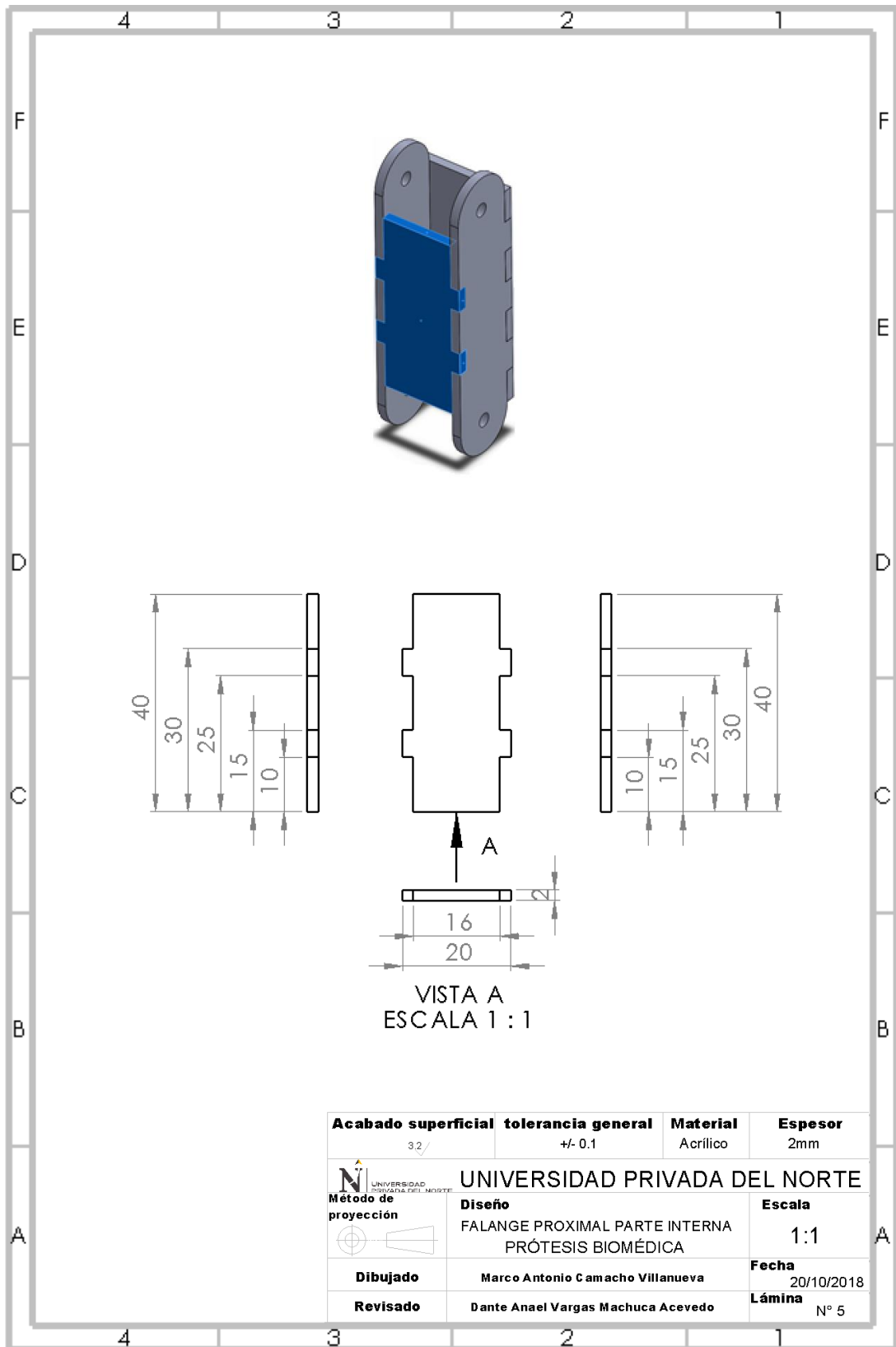
ANEXO PLANOS



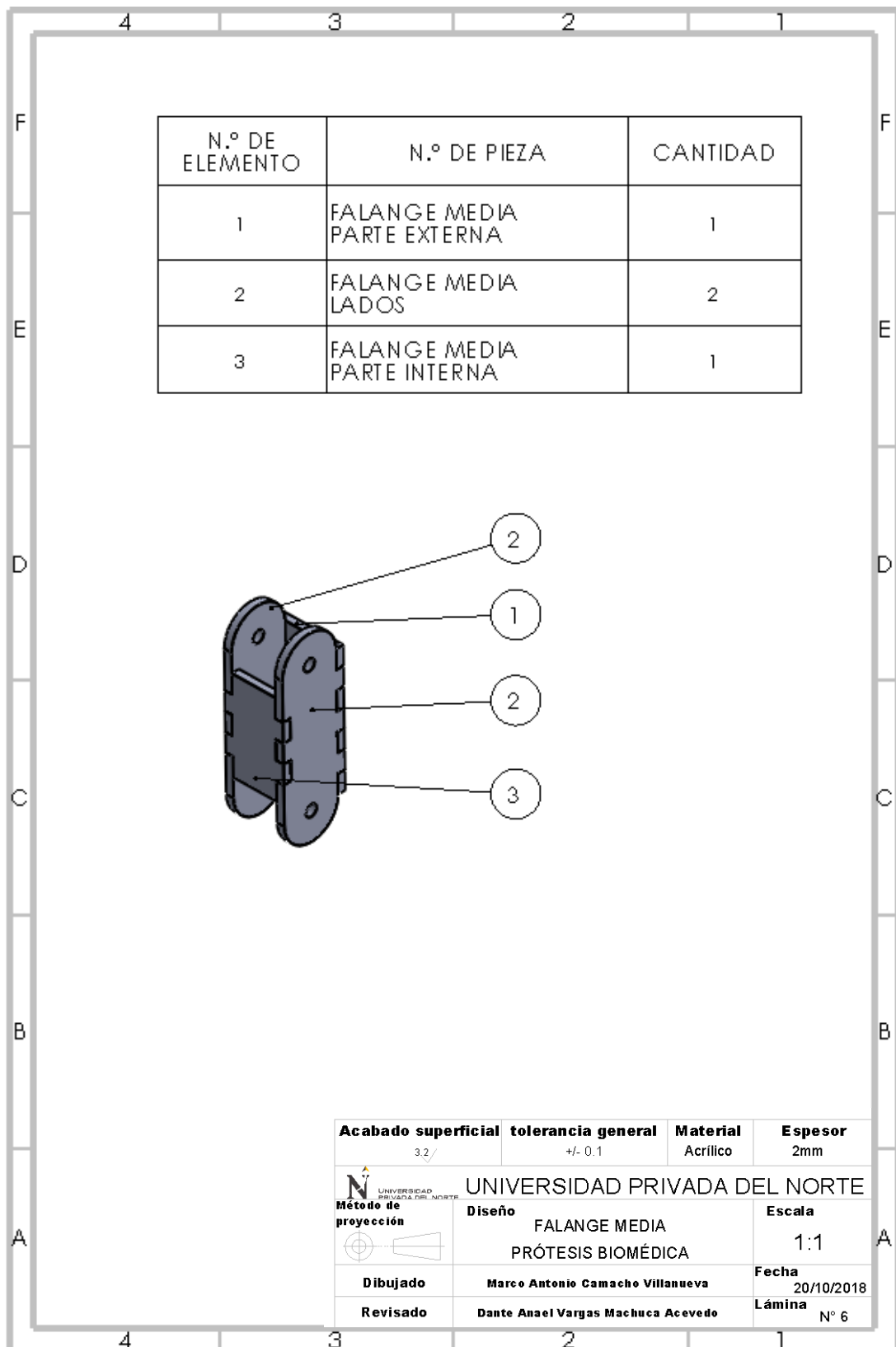


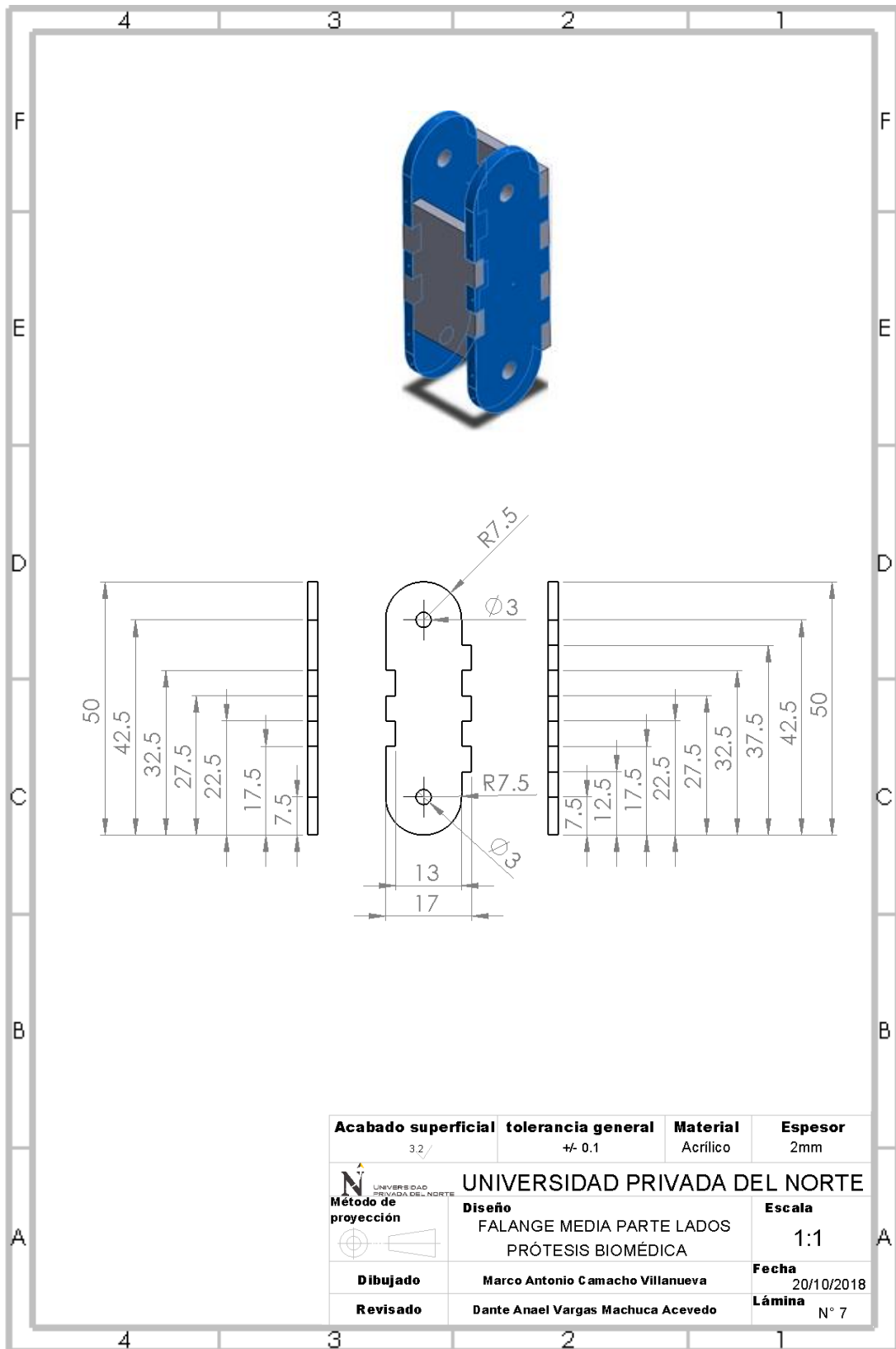


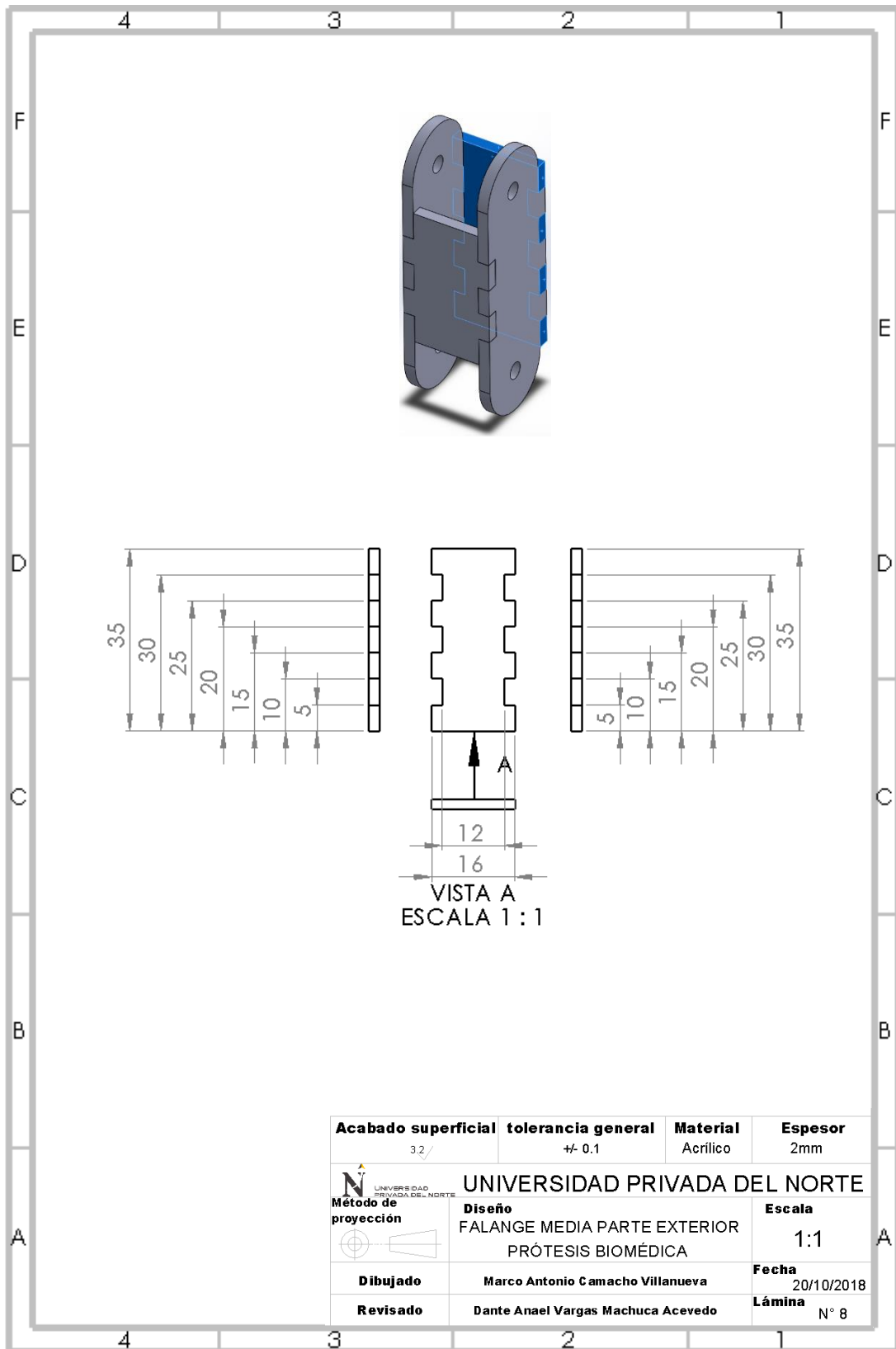


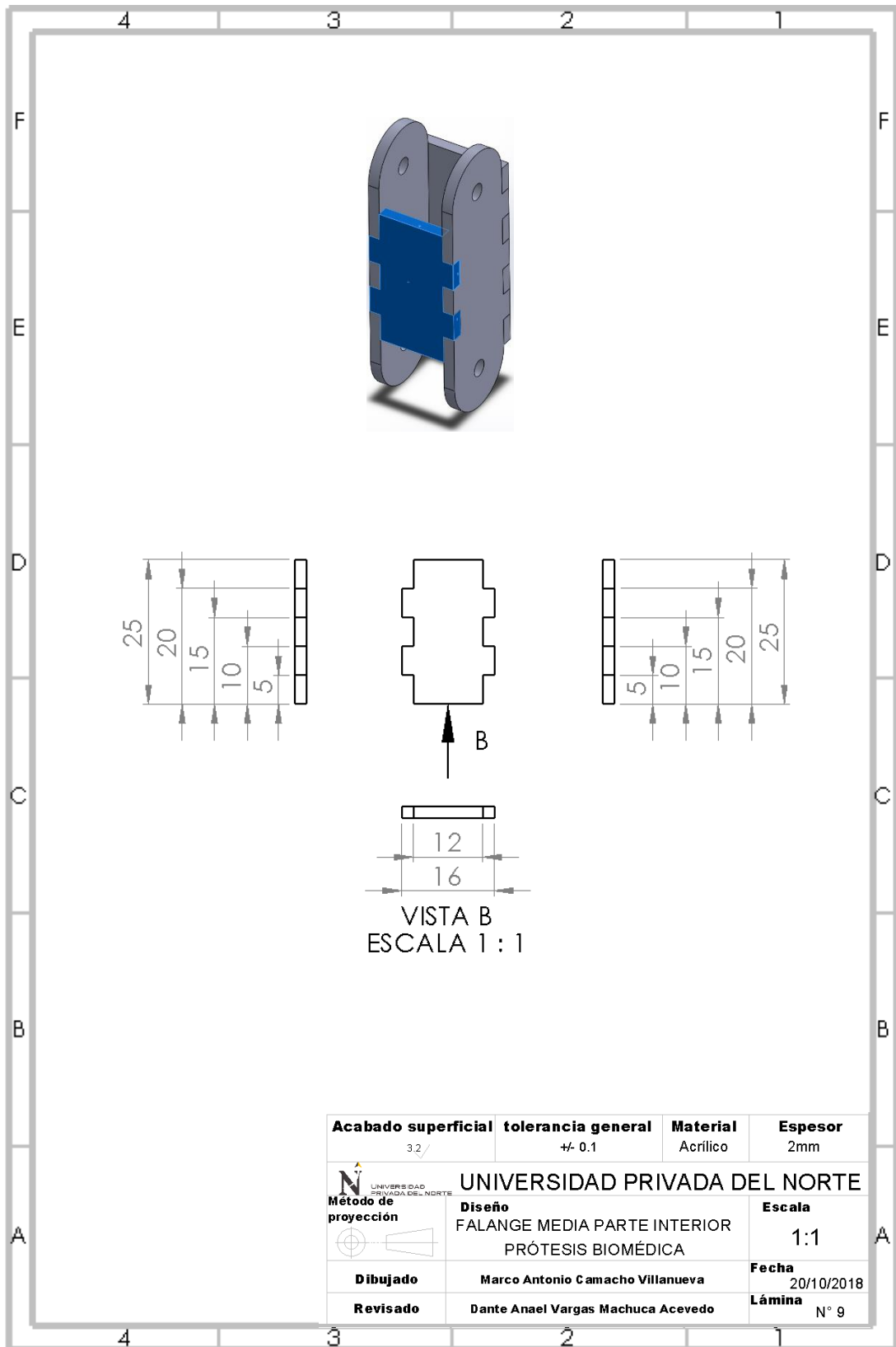


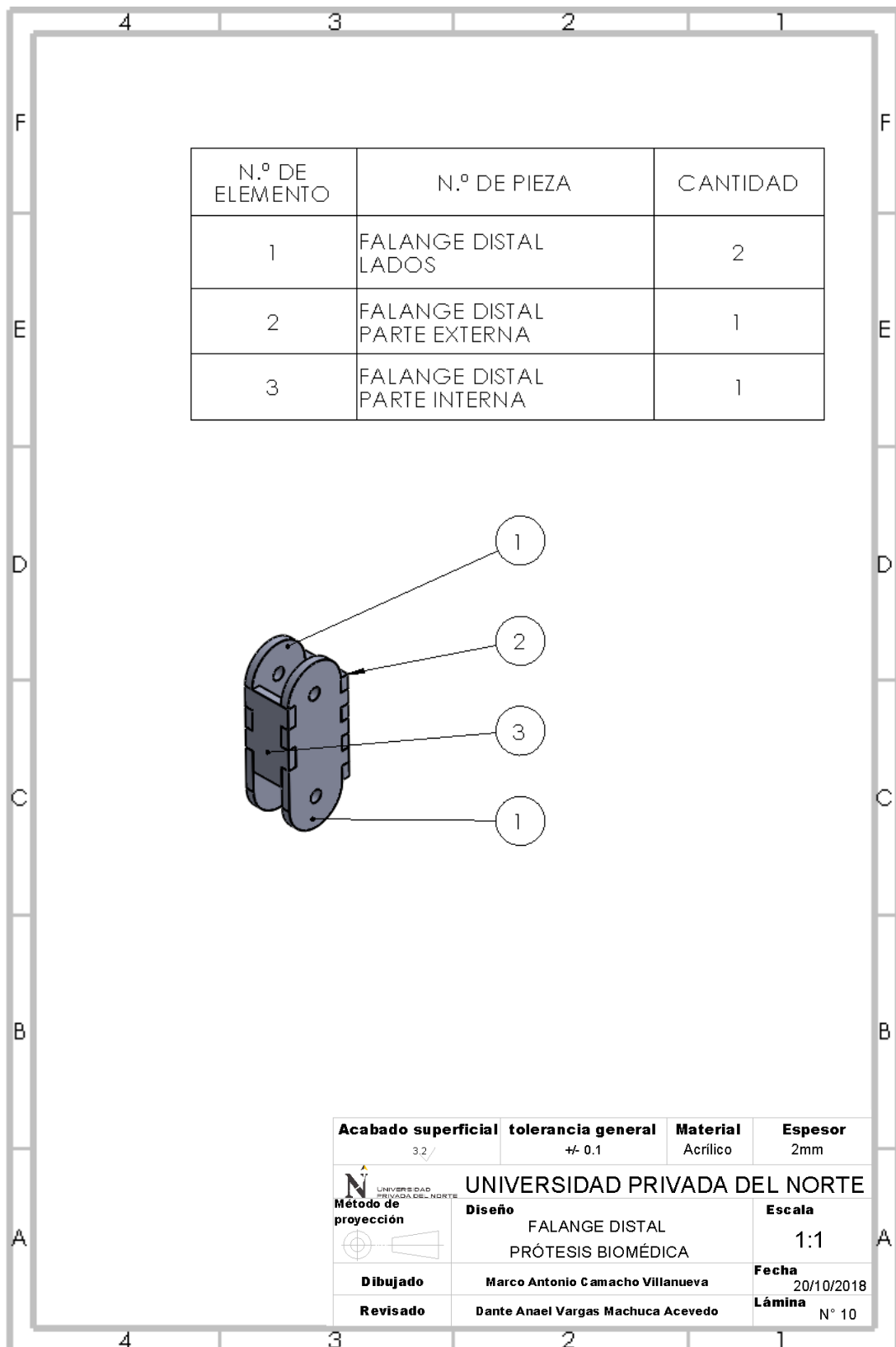


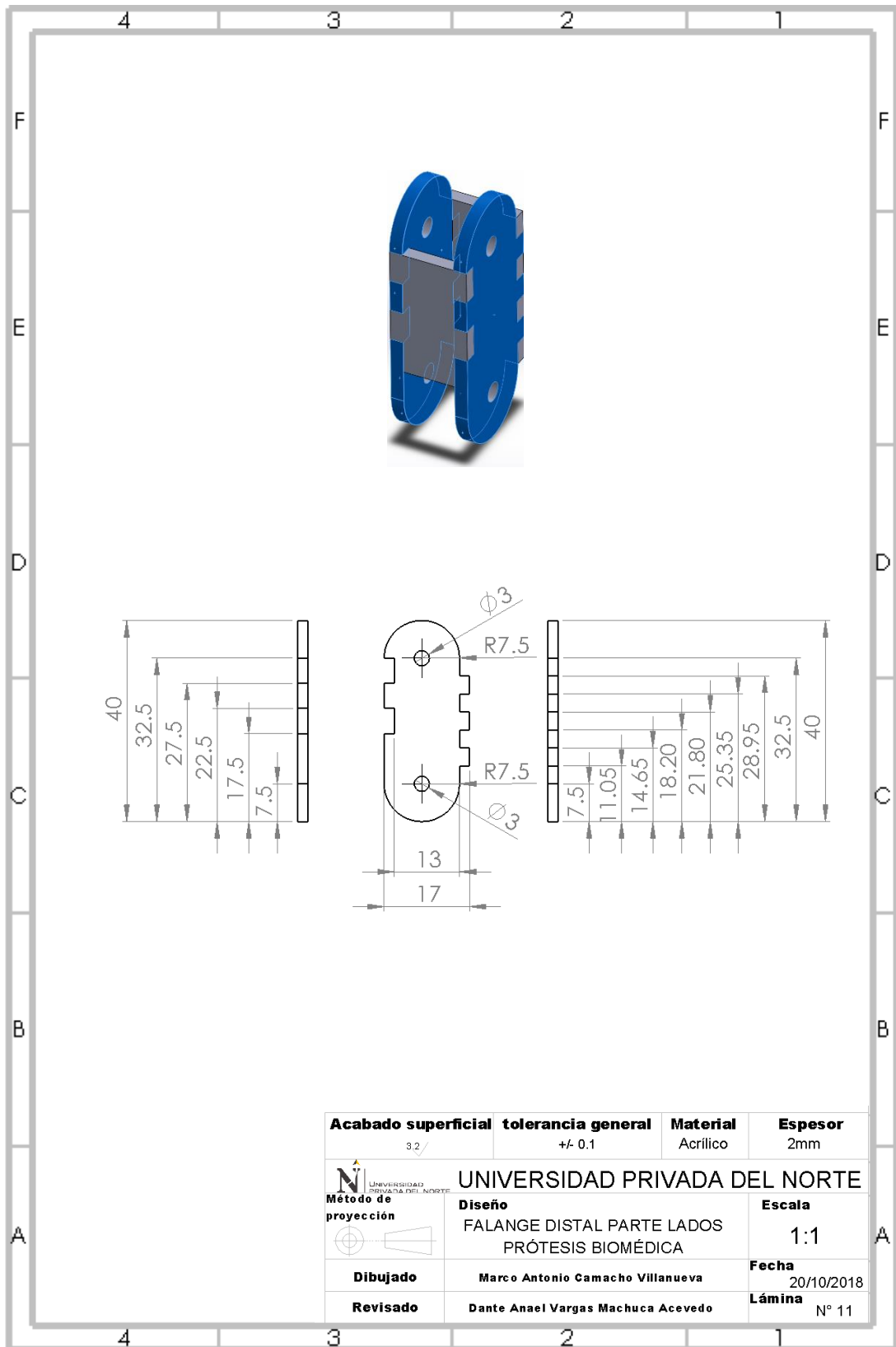


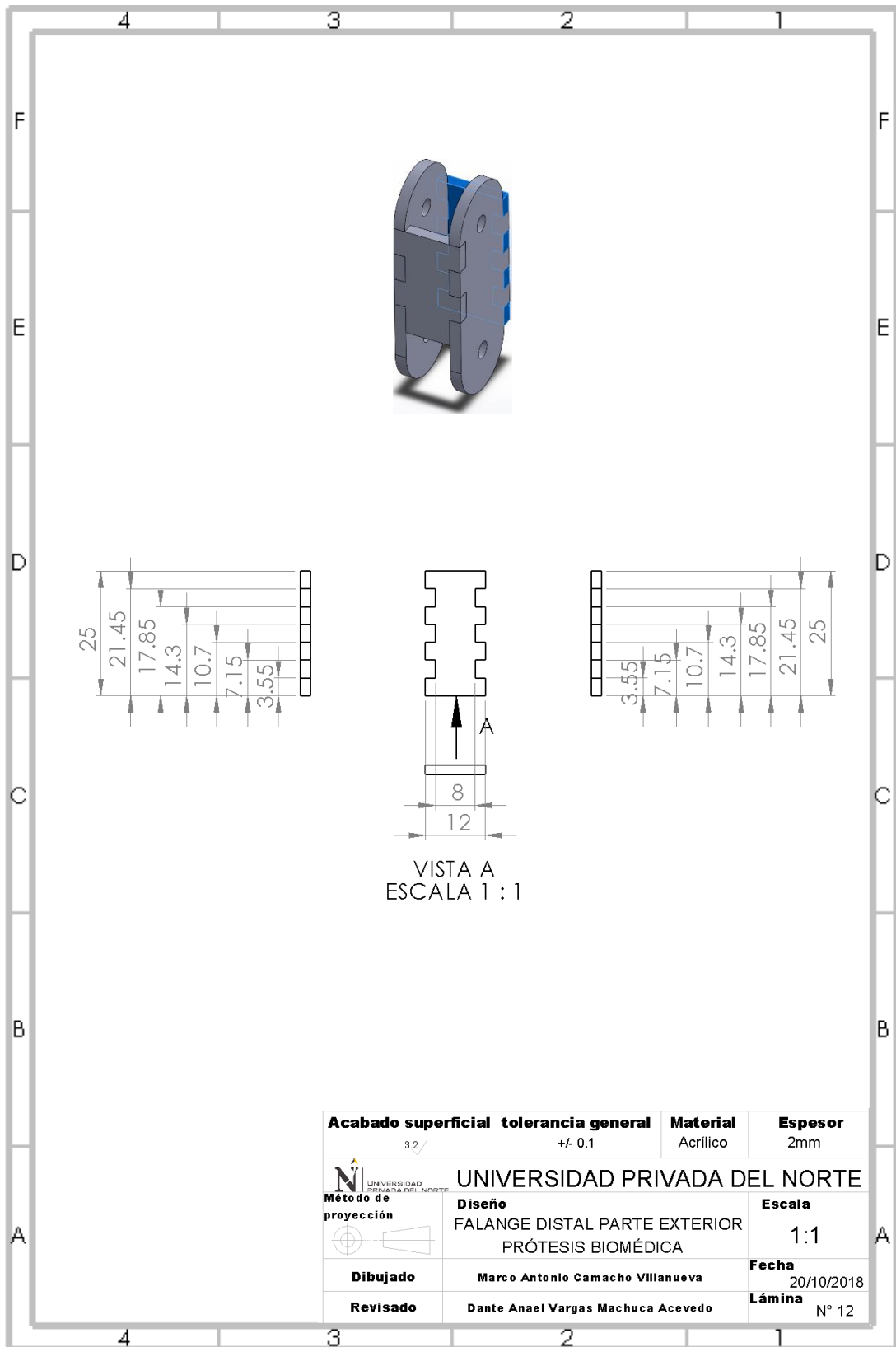


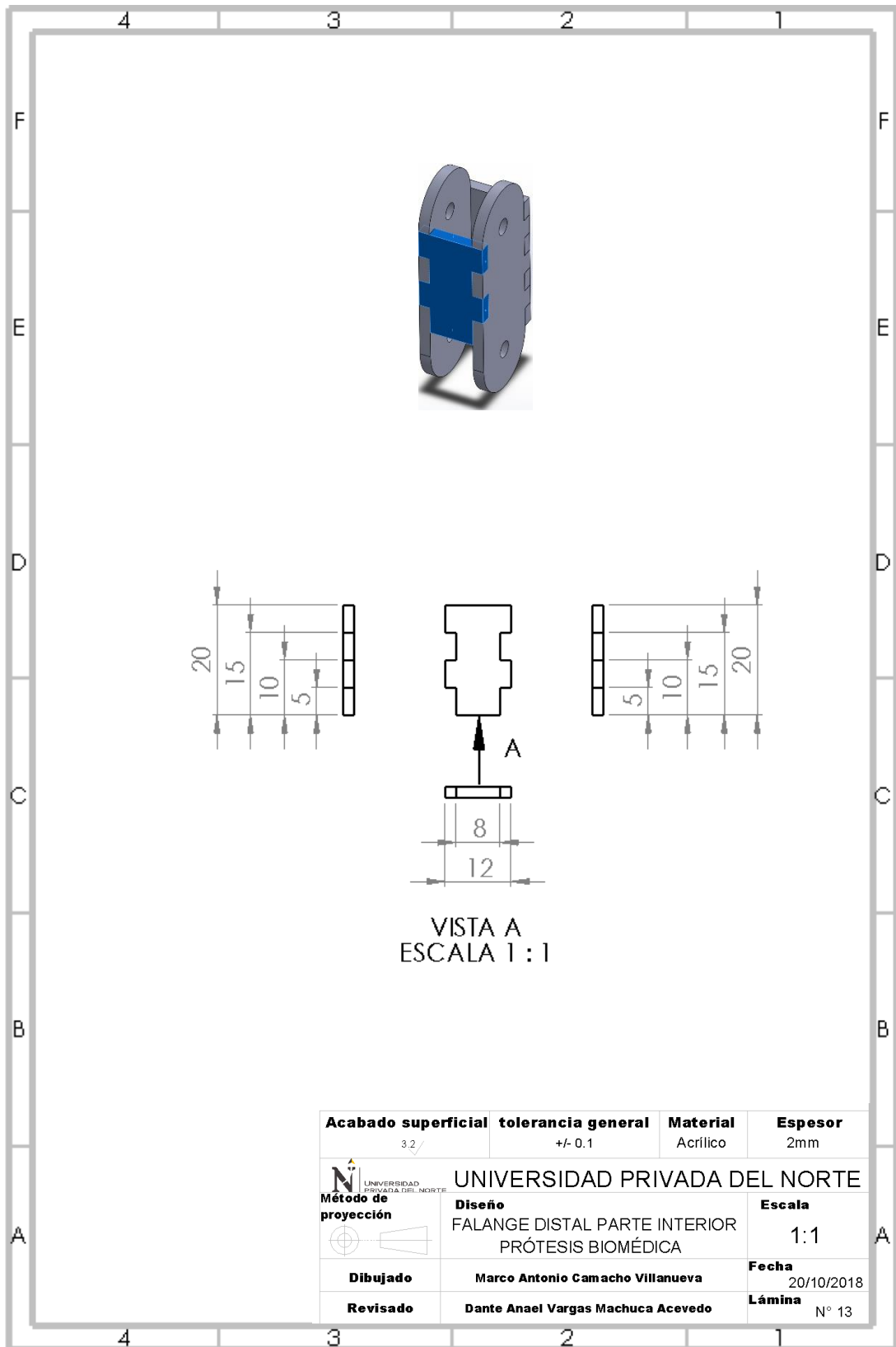






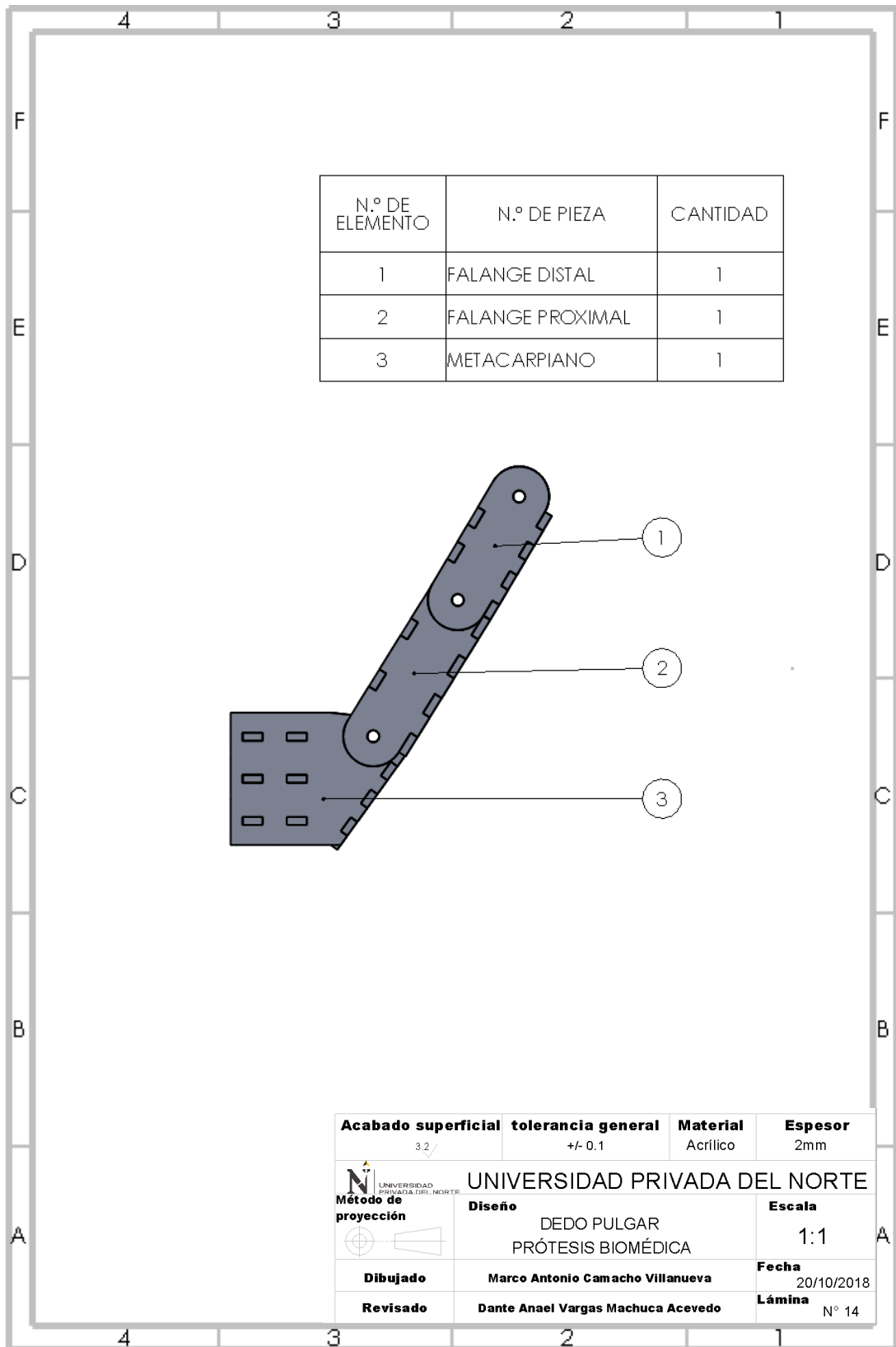


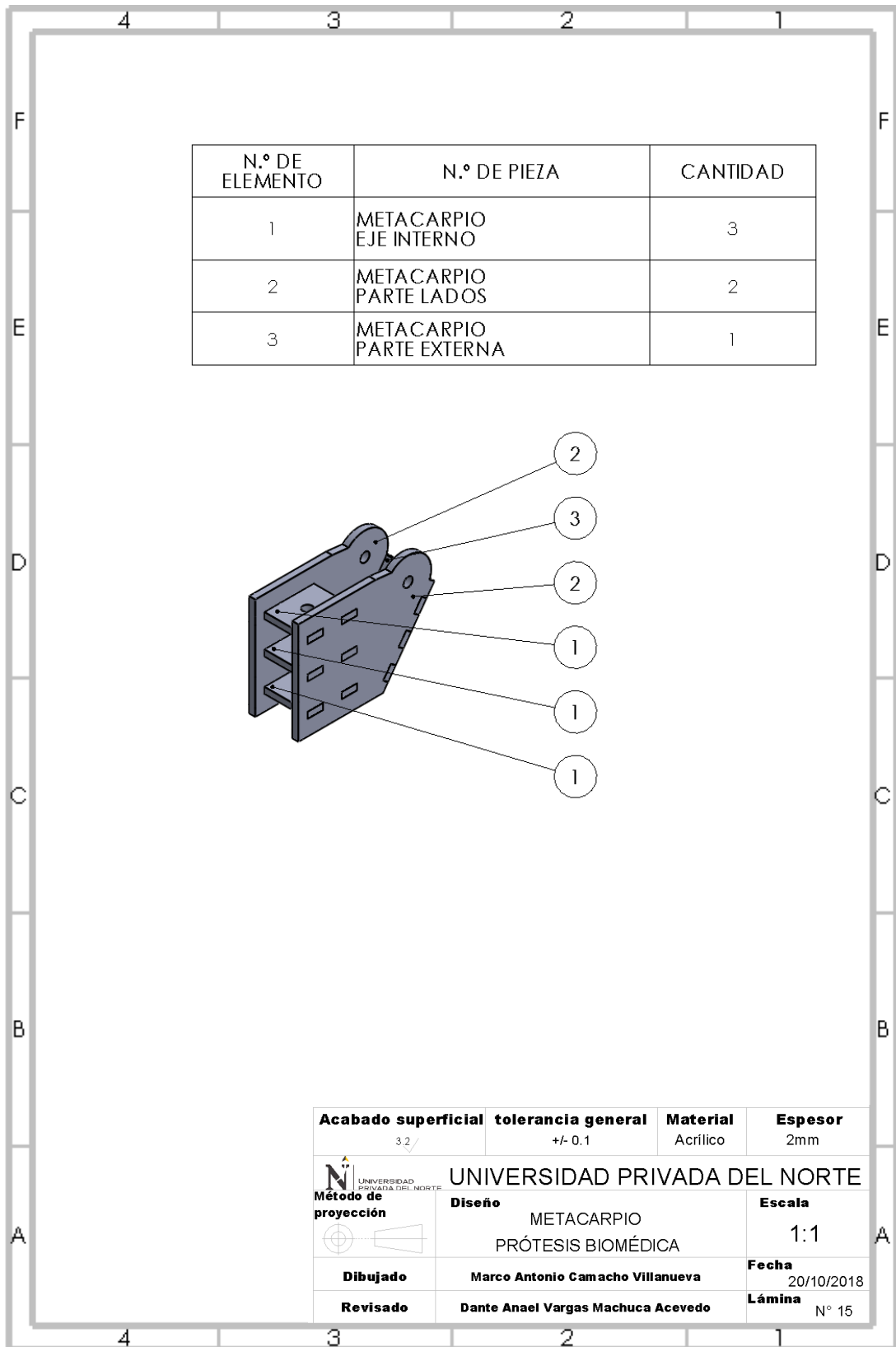


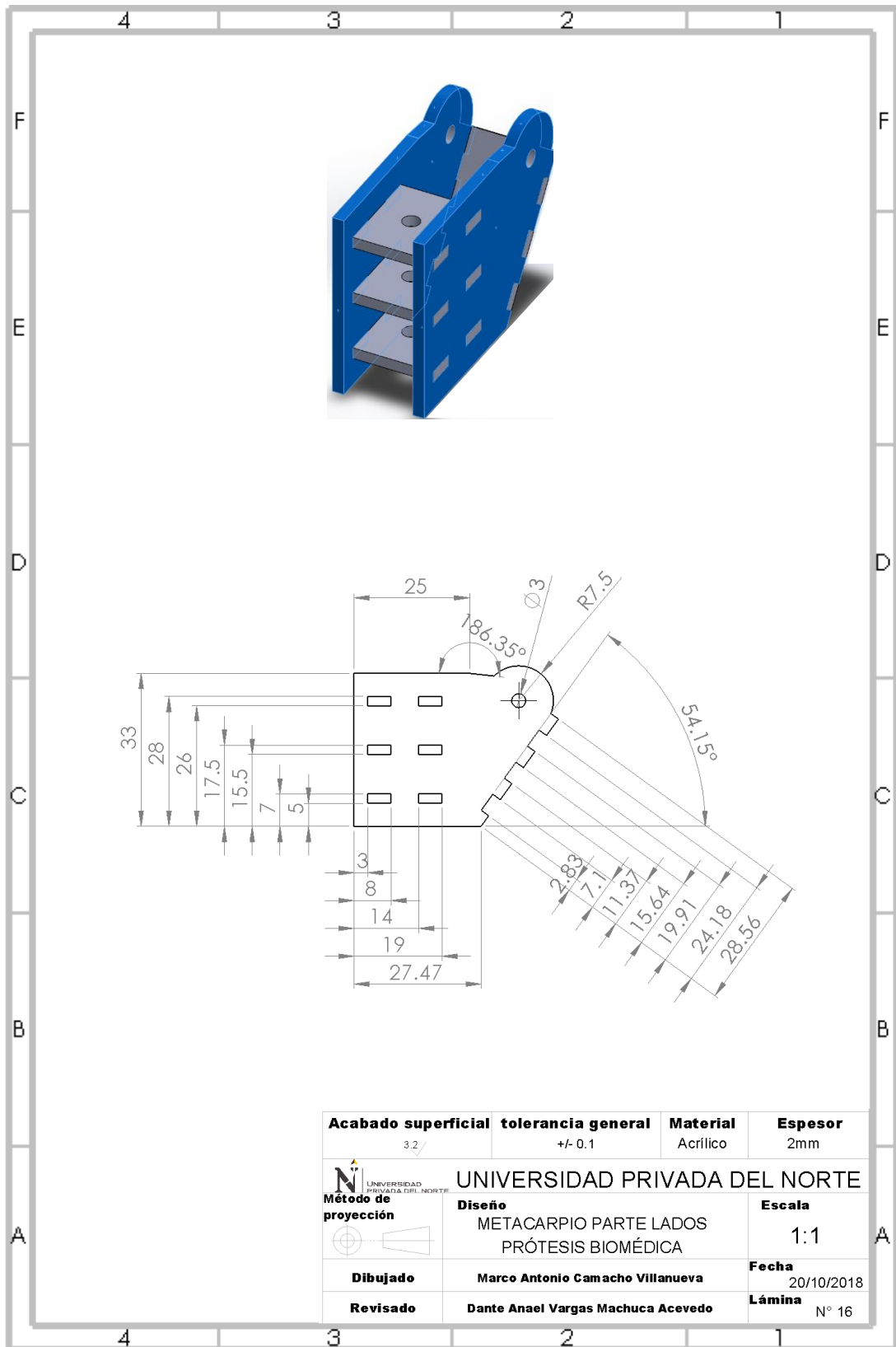


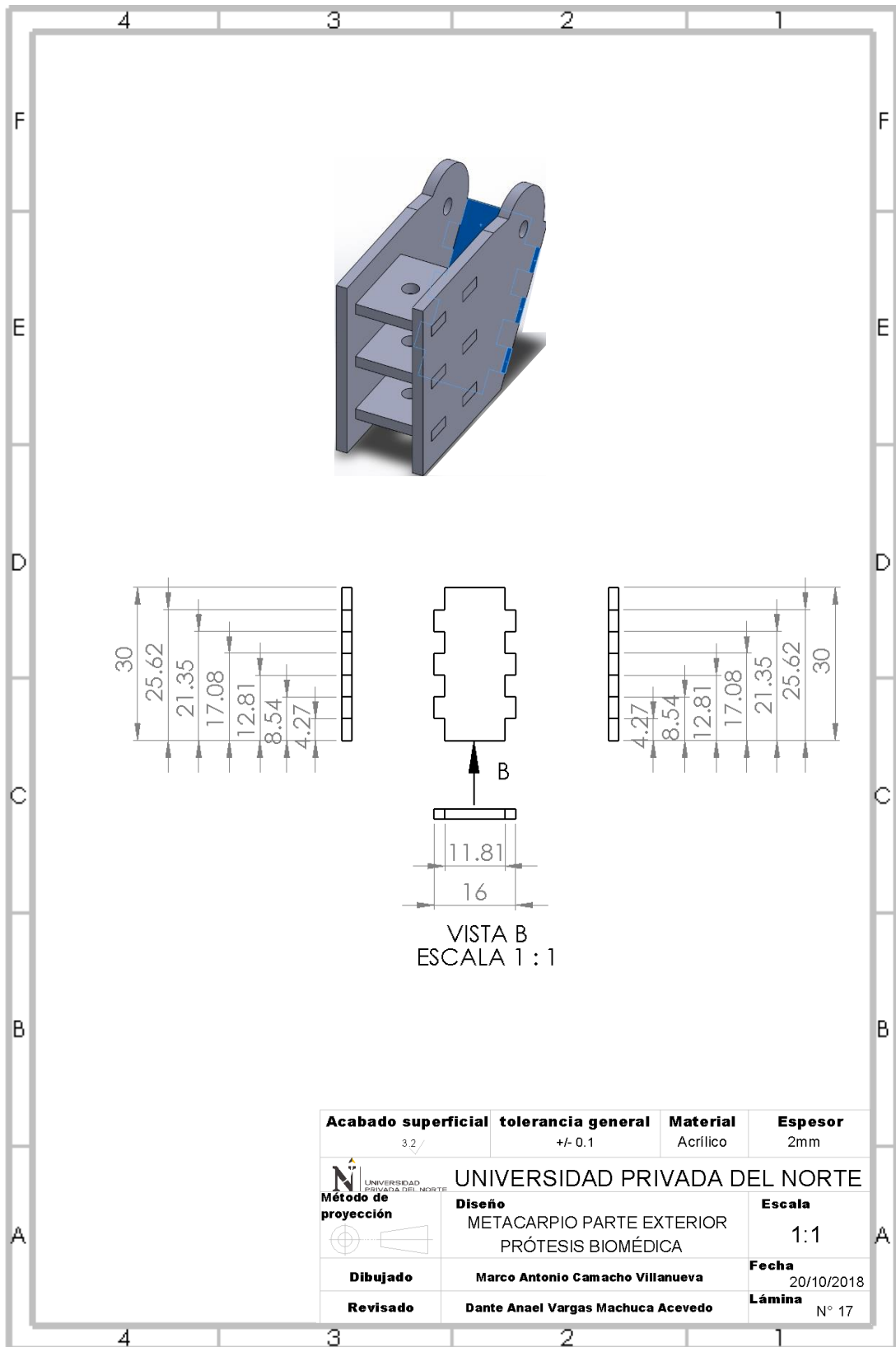


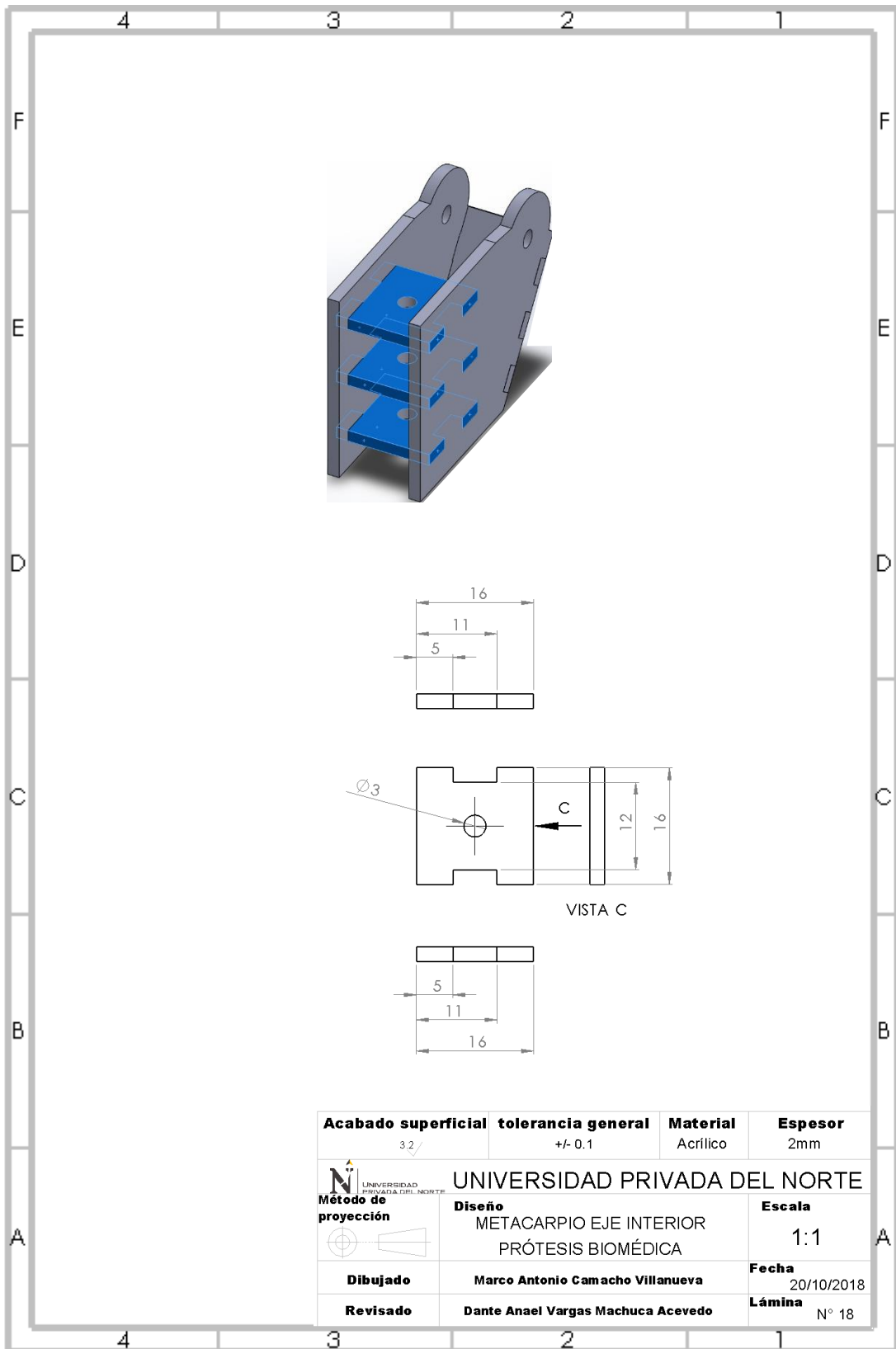
DISEÑO DE UNA PRÓTESIS BIOMÉDICA DEL MIEMBRO SUPERIOR  
PARA MEJORAR EL DESEMPEÑO DE ACTIVIDADES COTIDIANAS  
EN JÓVENES UTILIZANDO MATERIALES ACCESIBLES LIMA - 2018

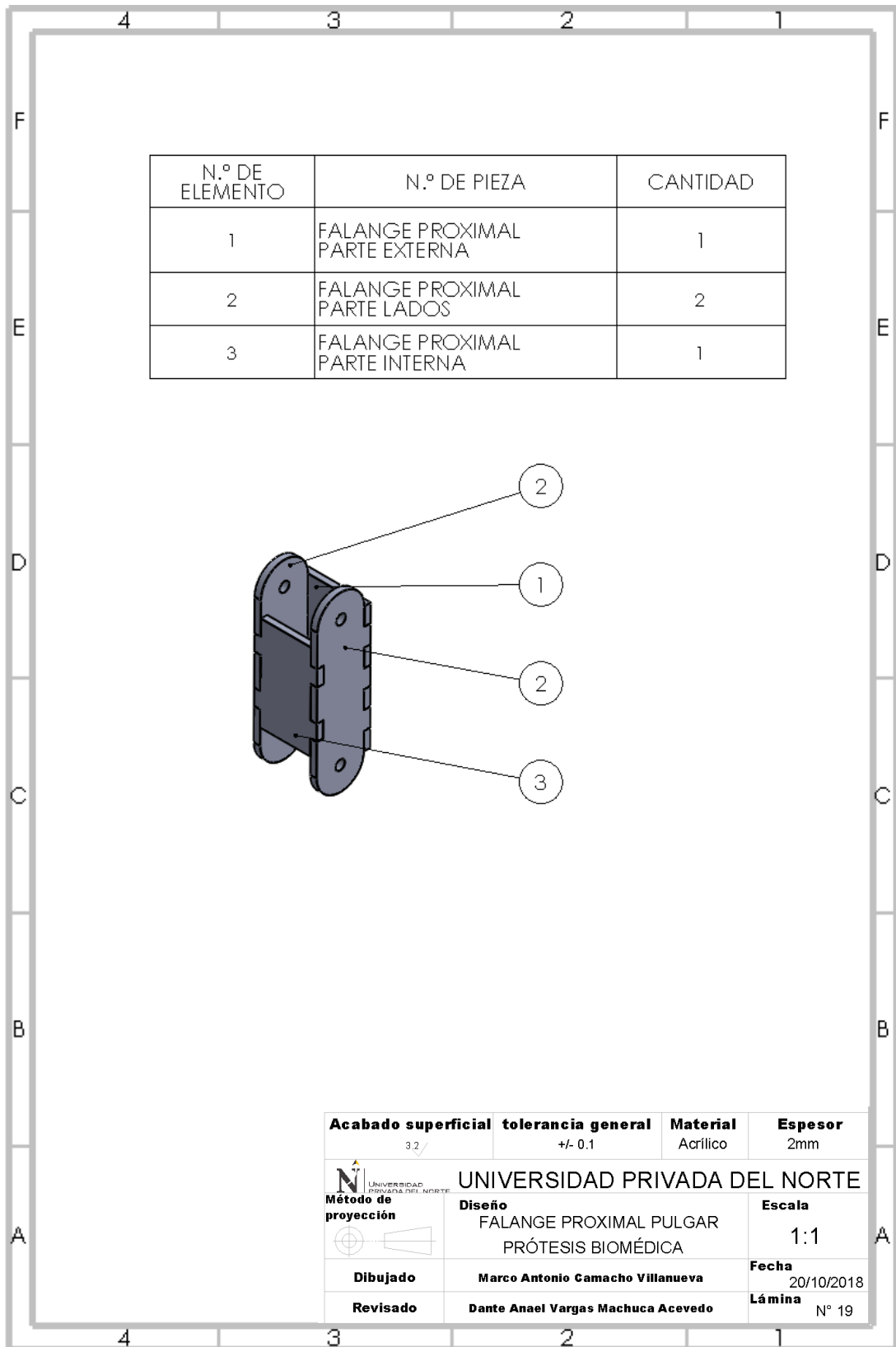


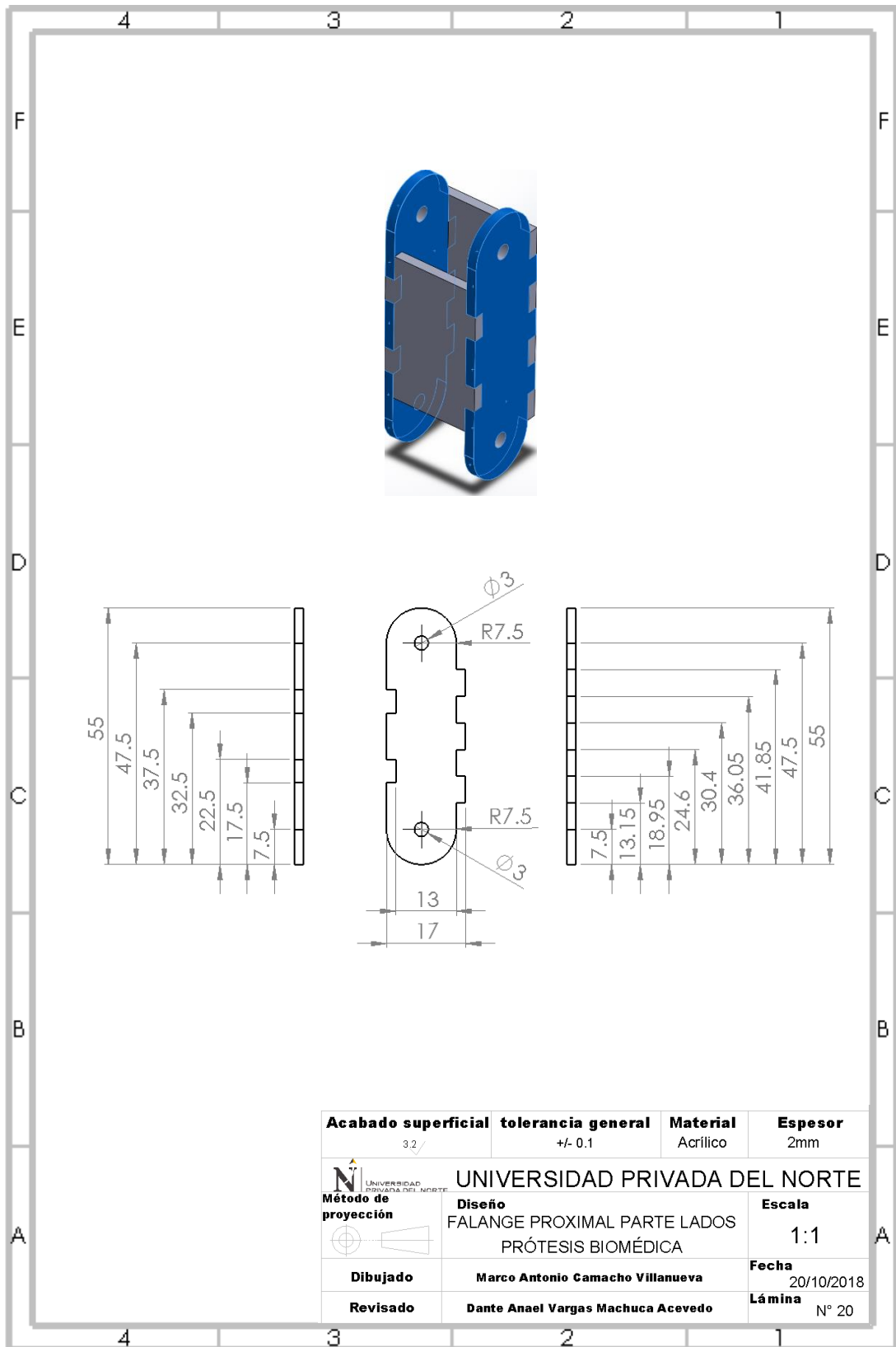


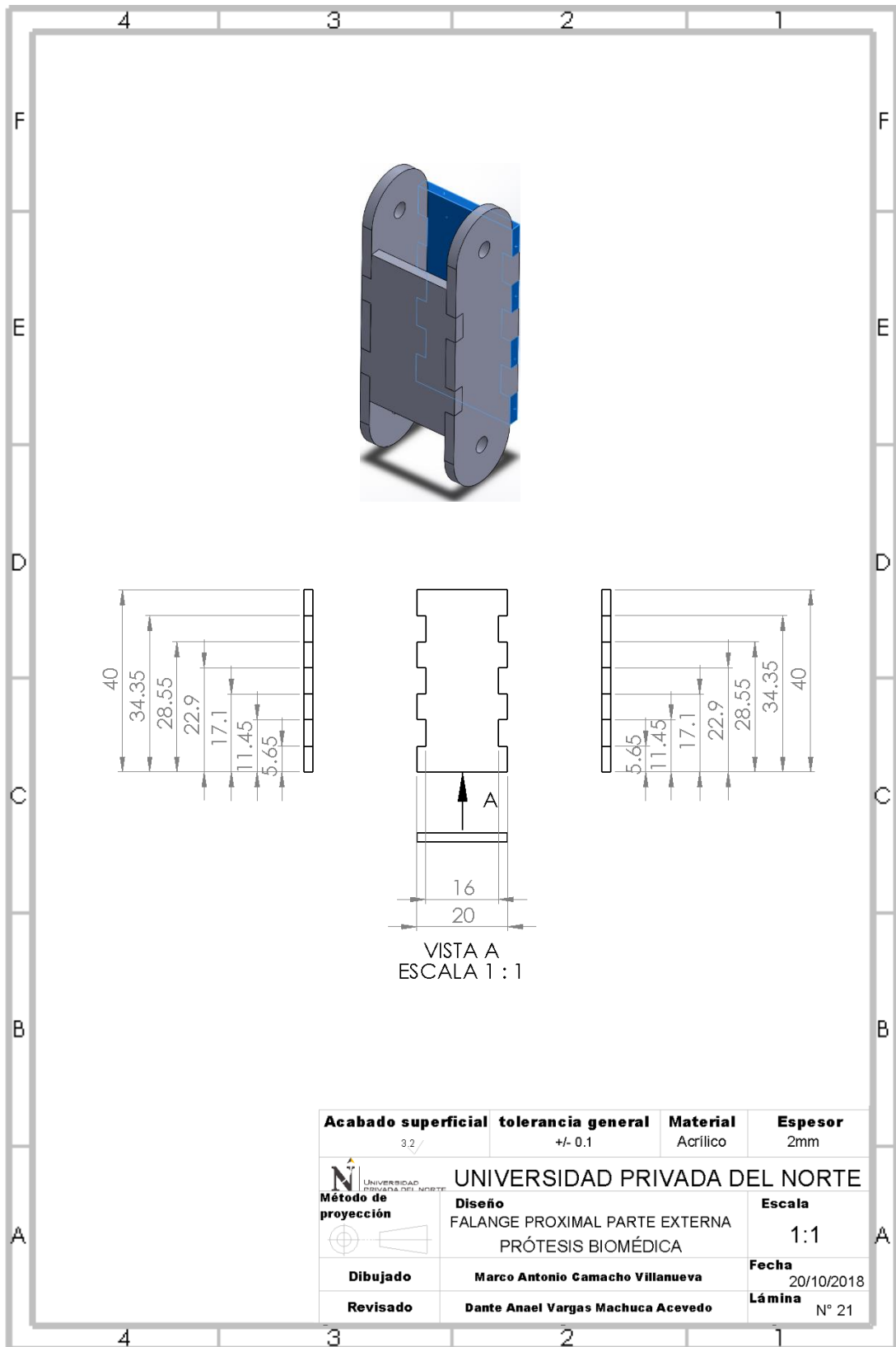




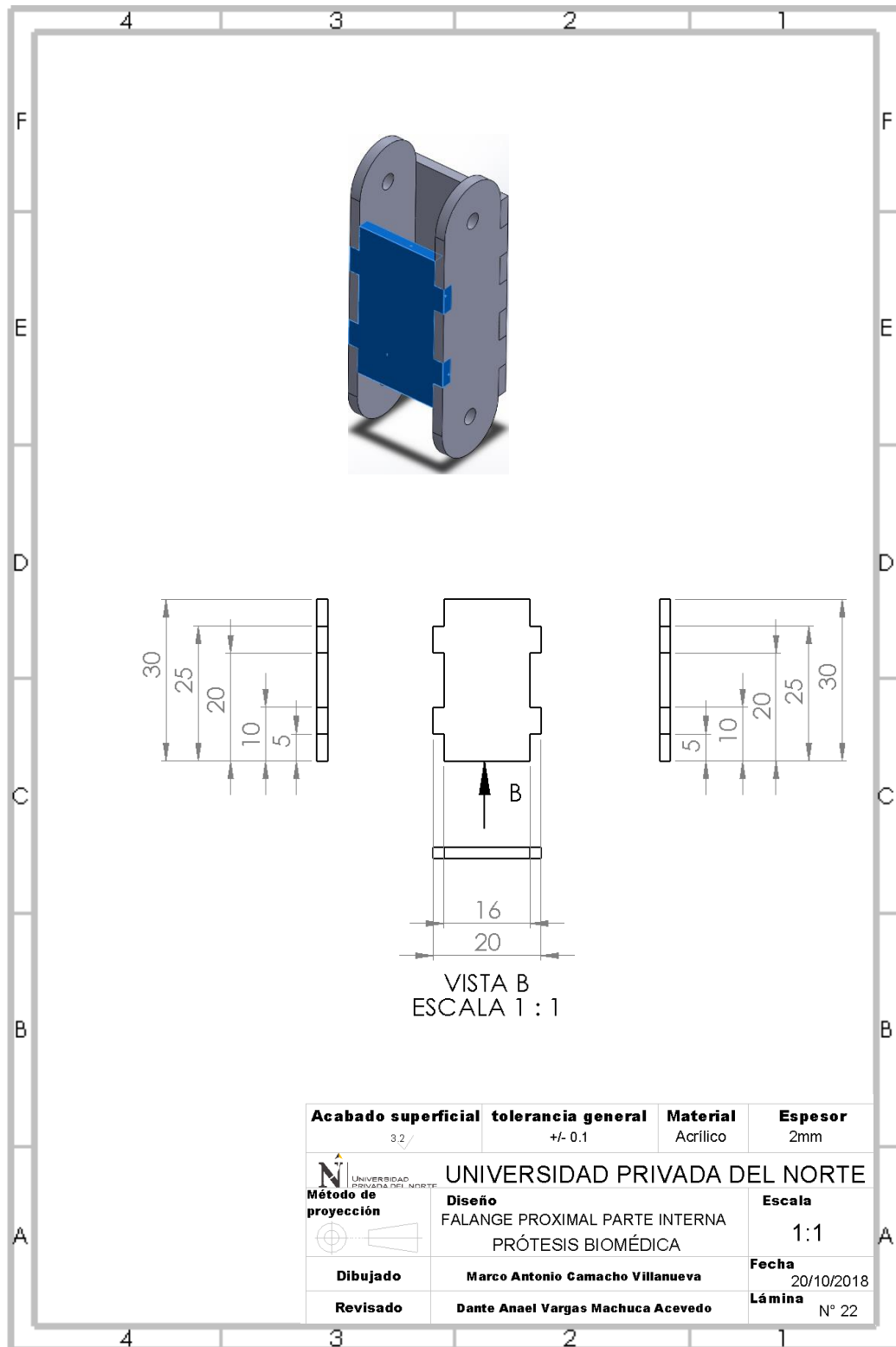


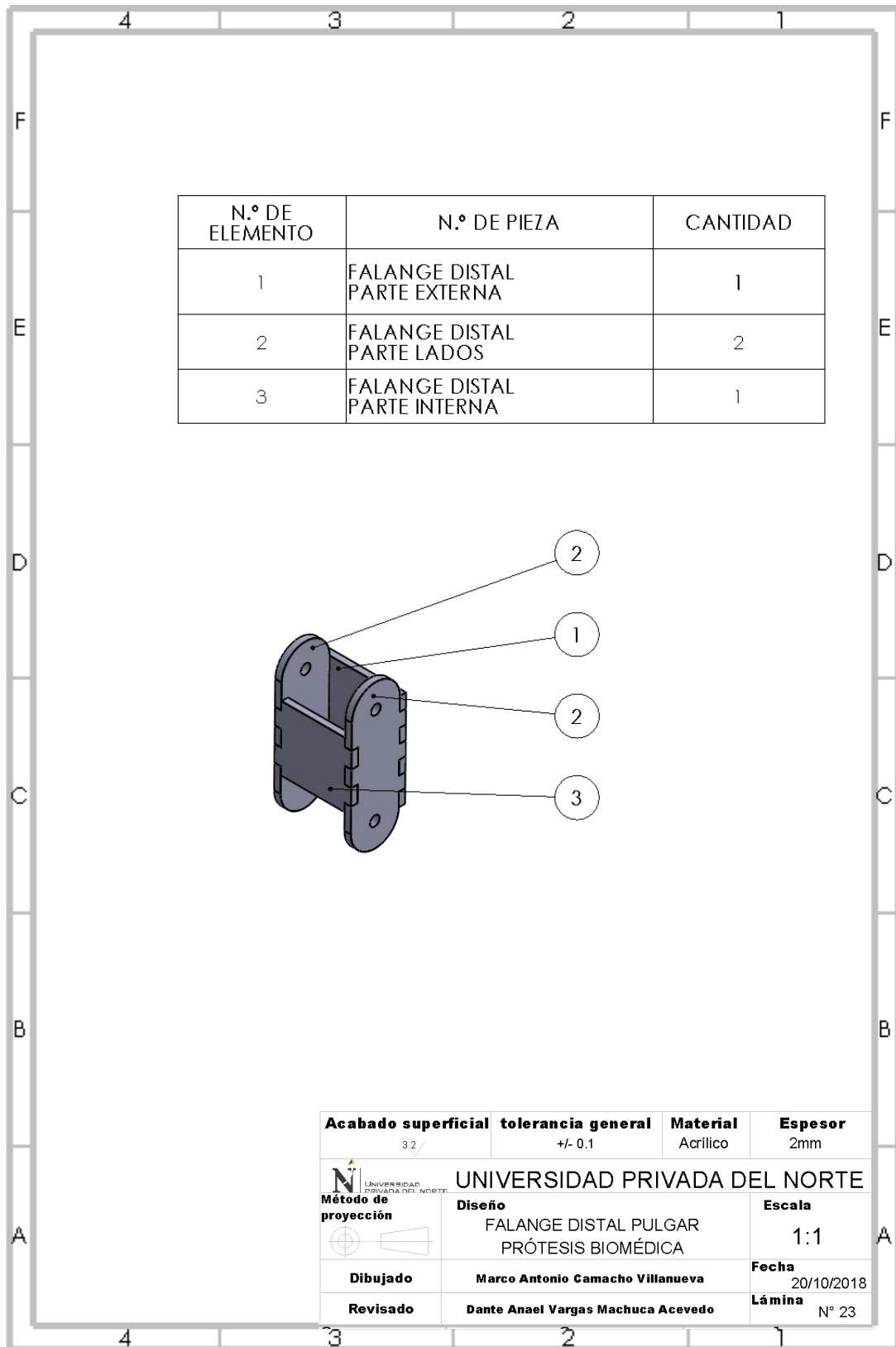


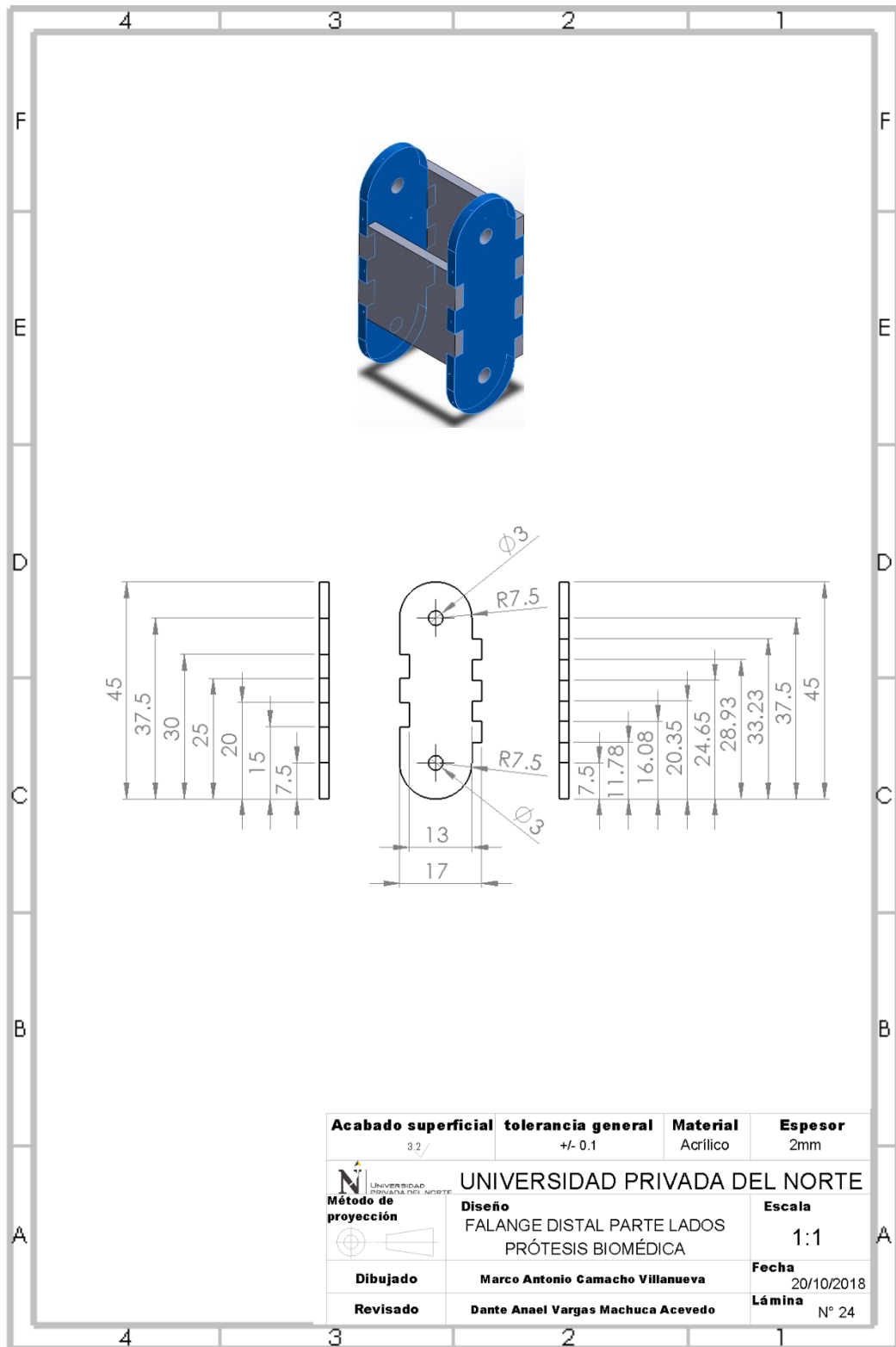


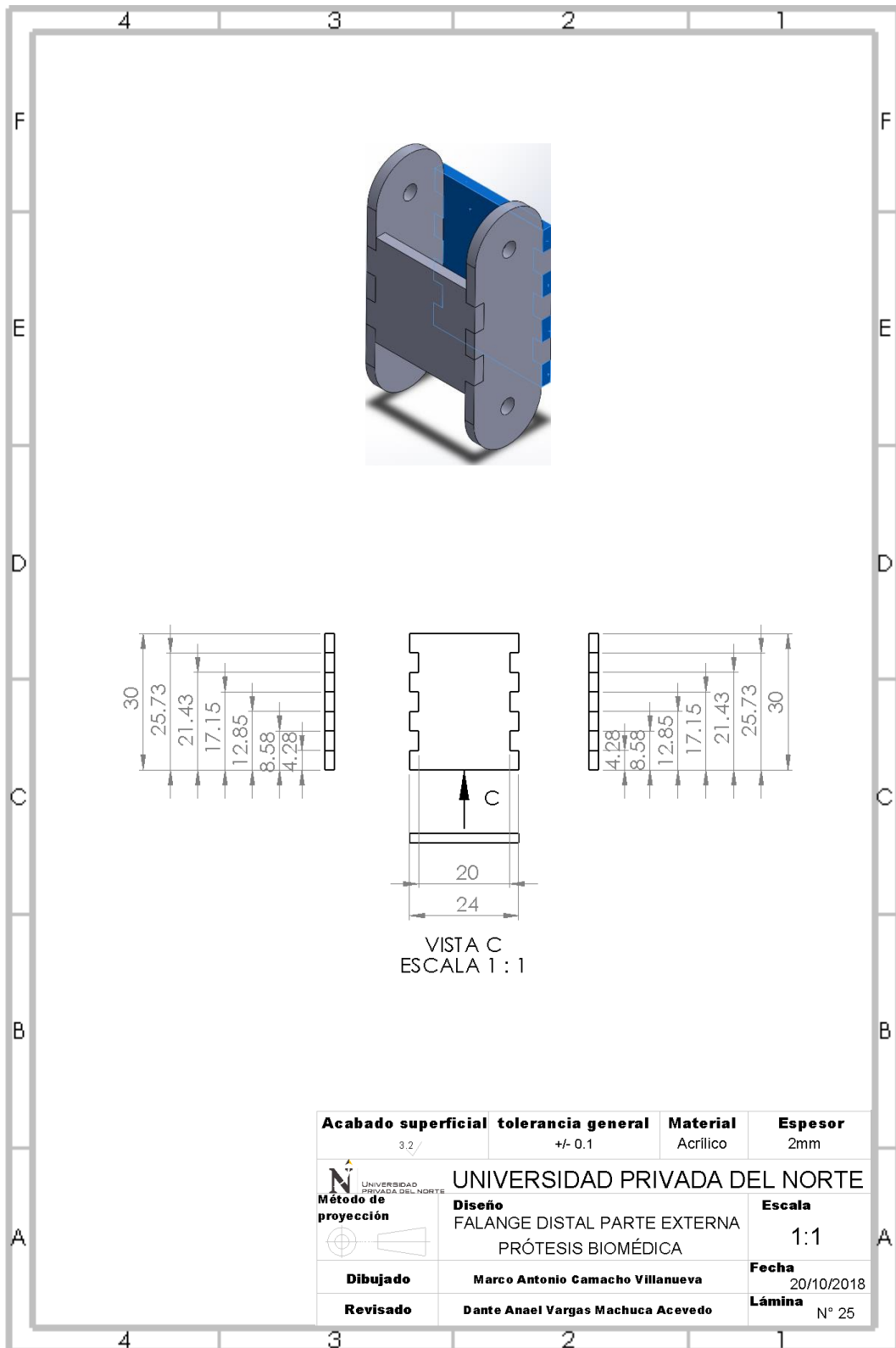


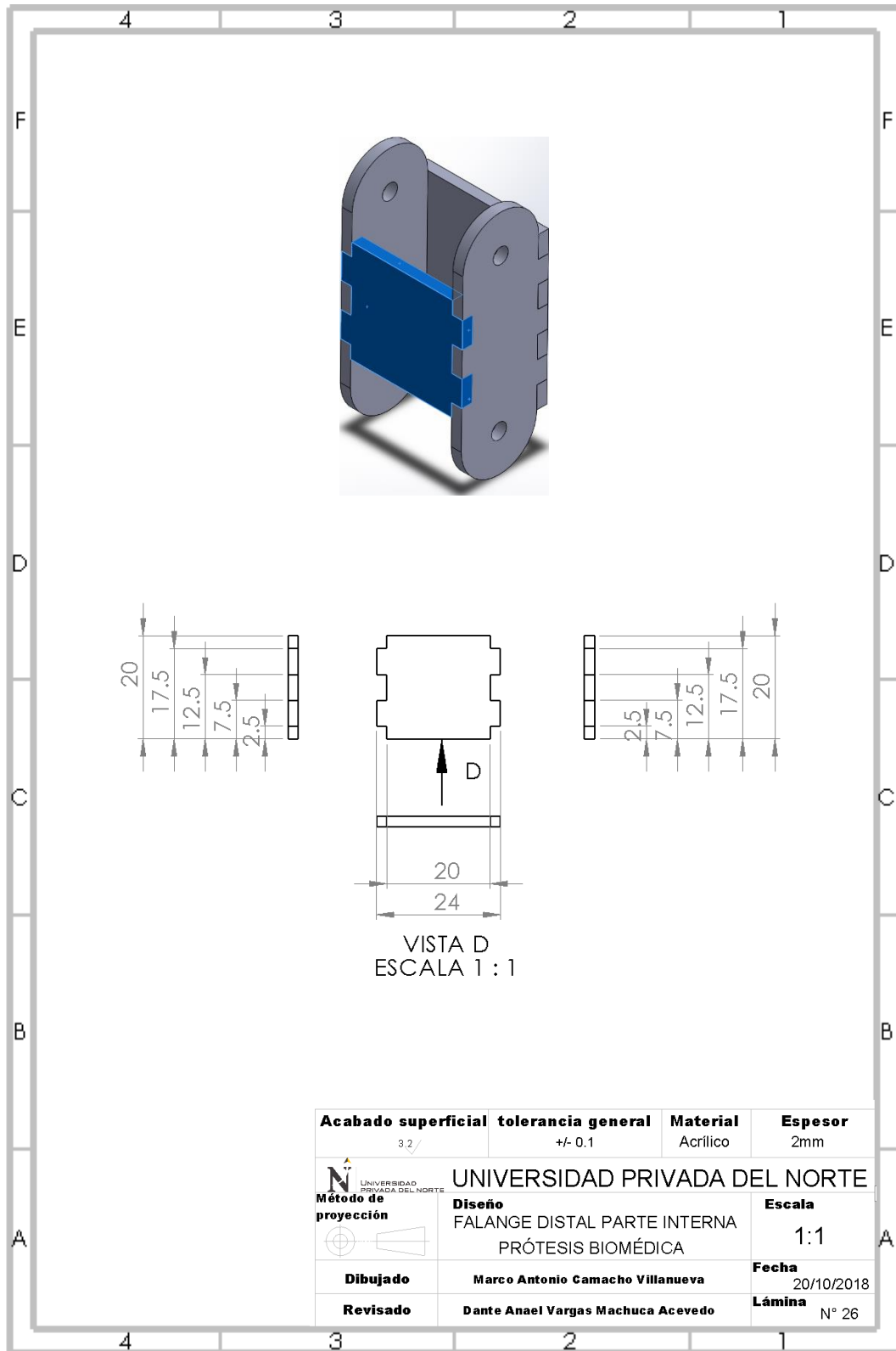


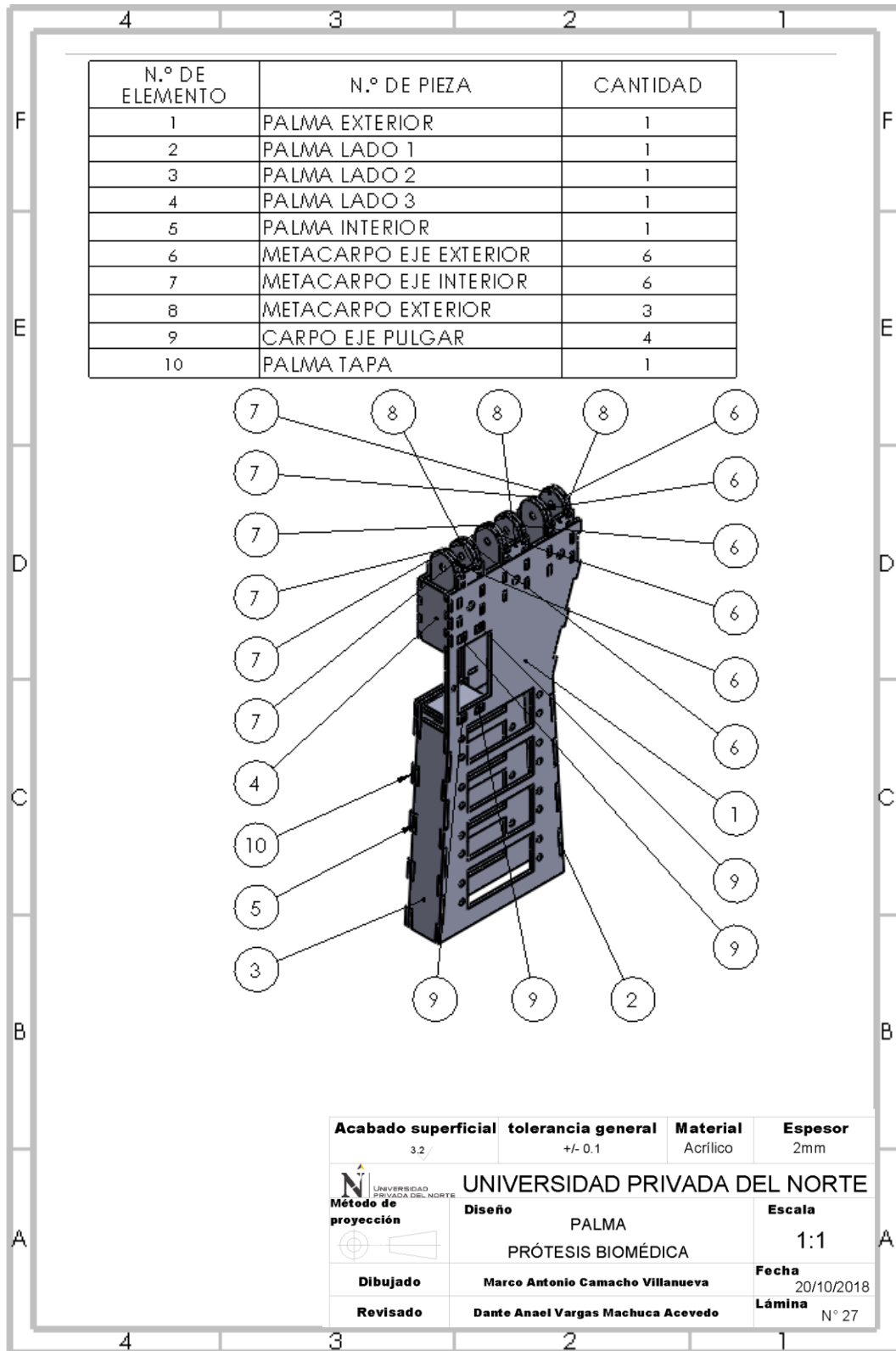


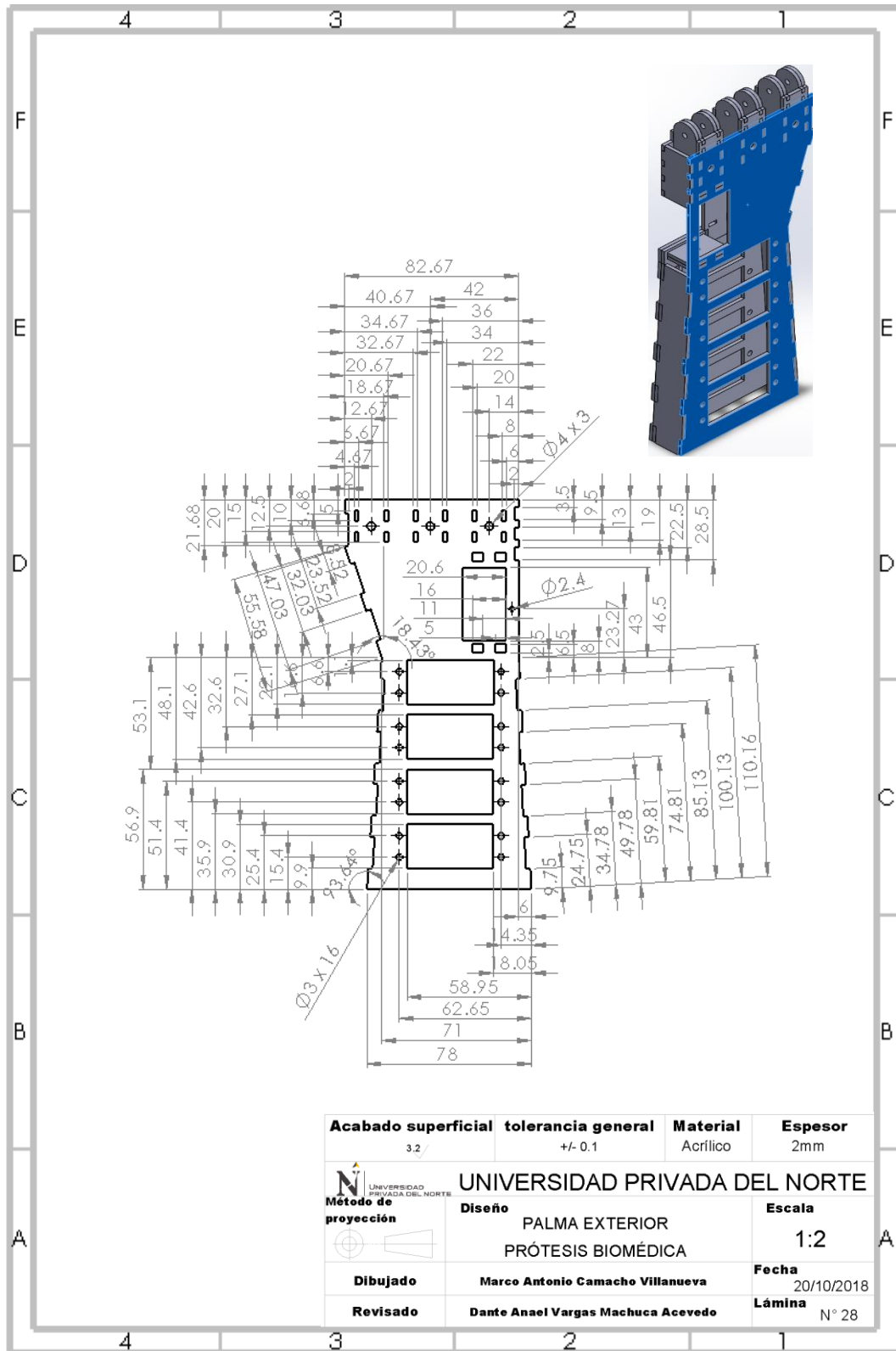


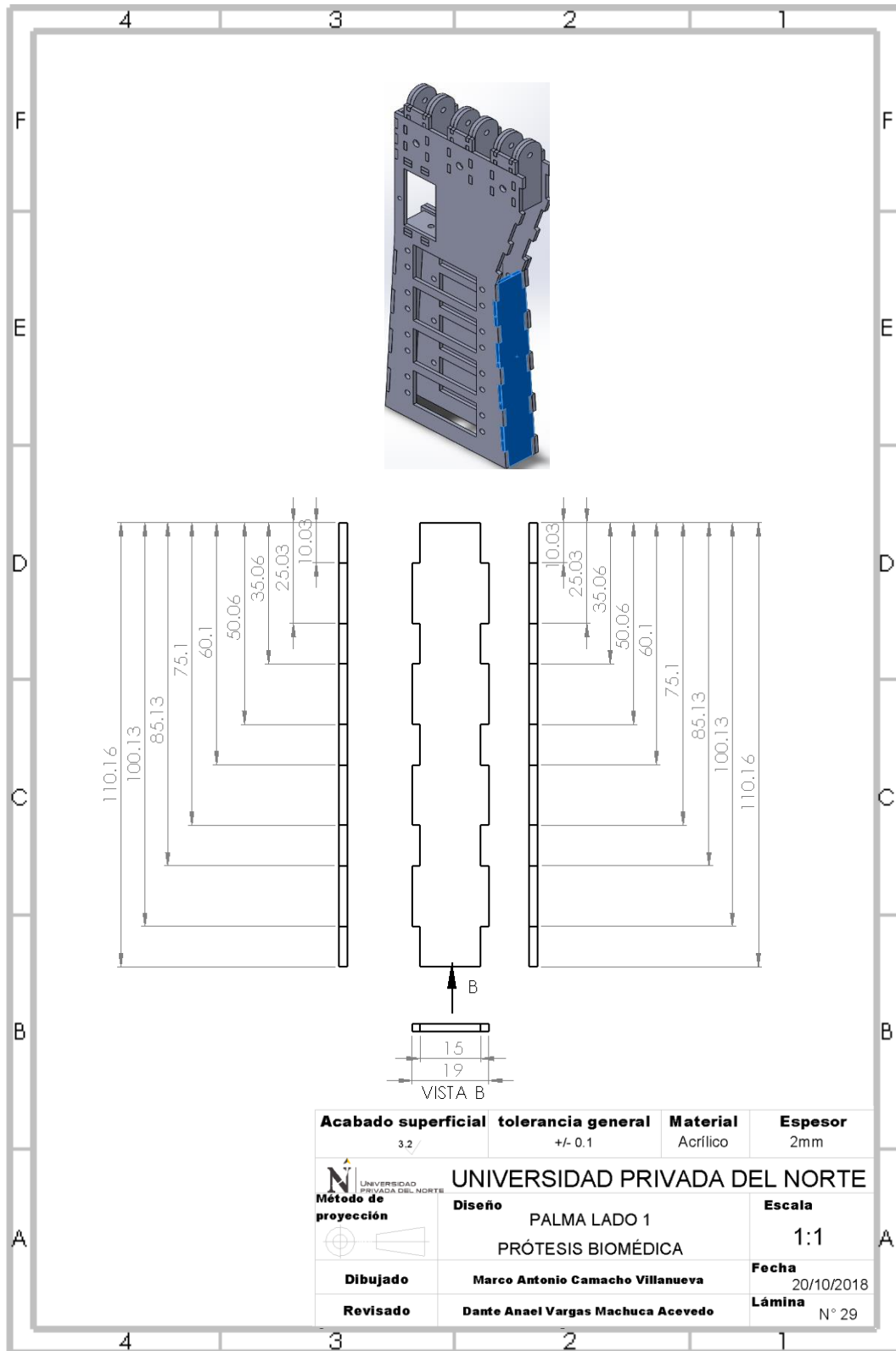




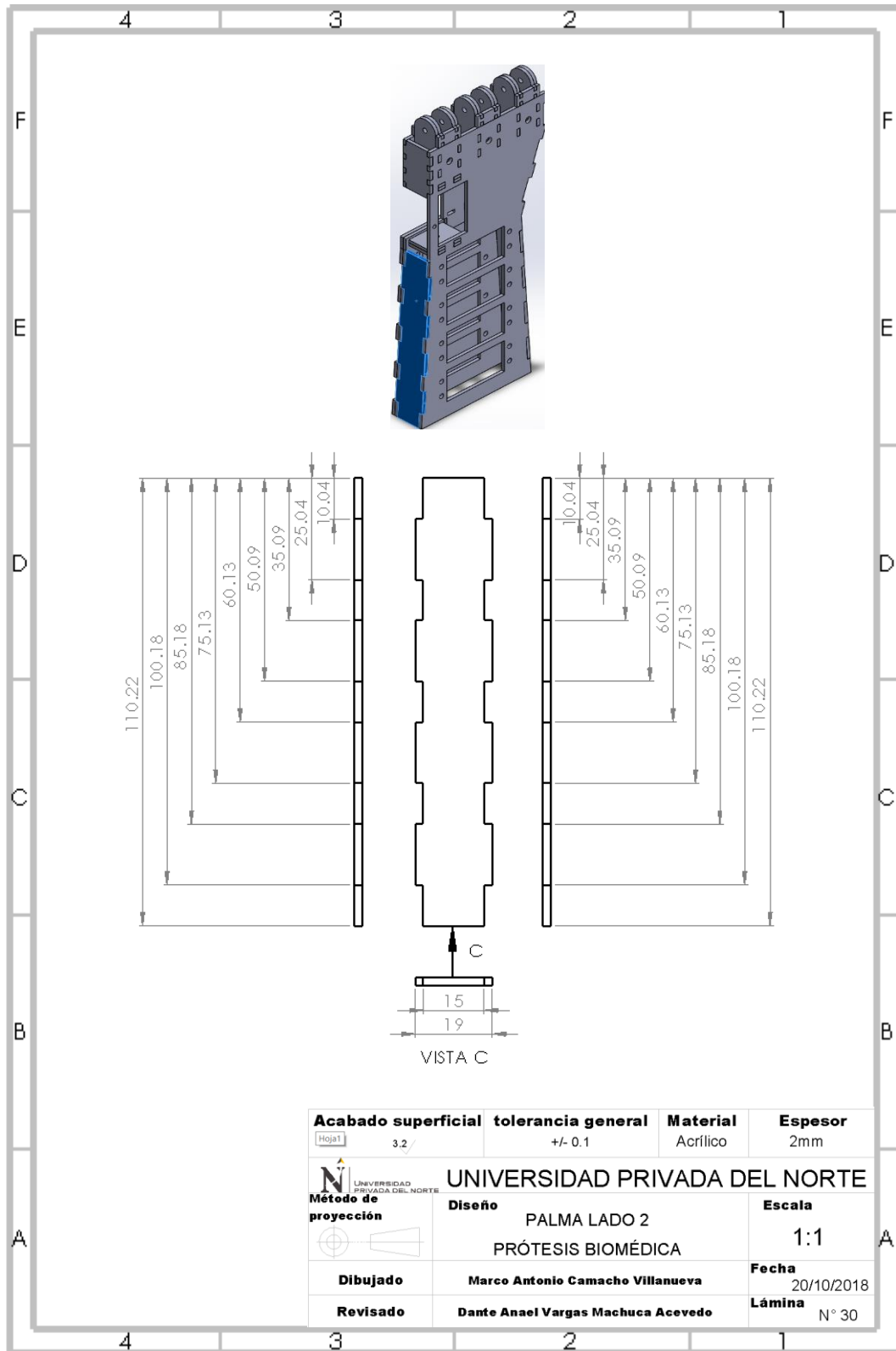


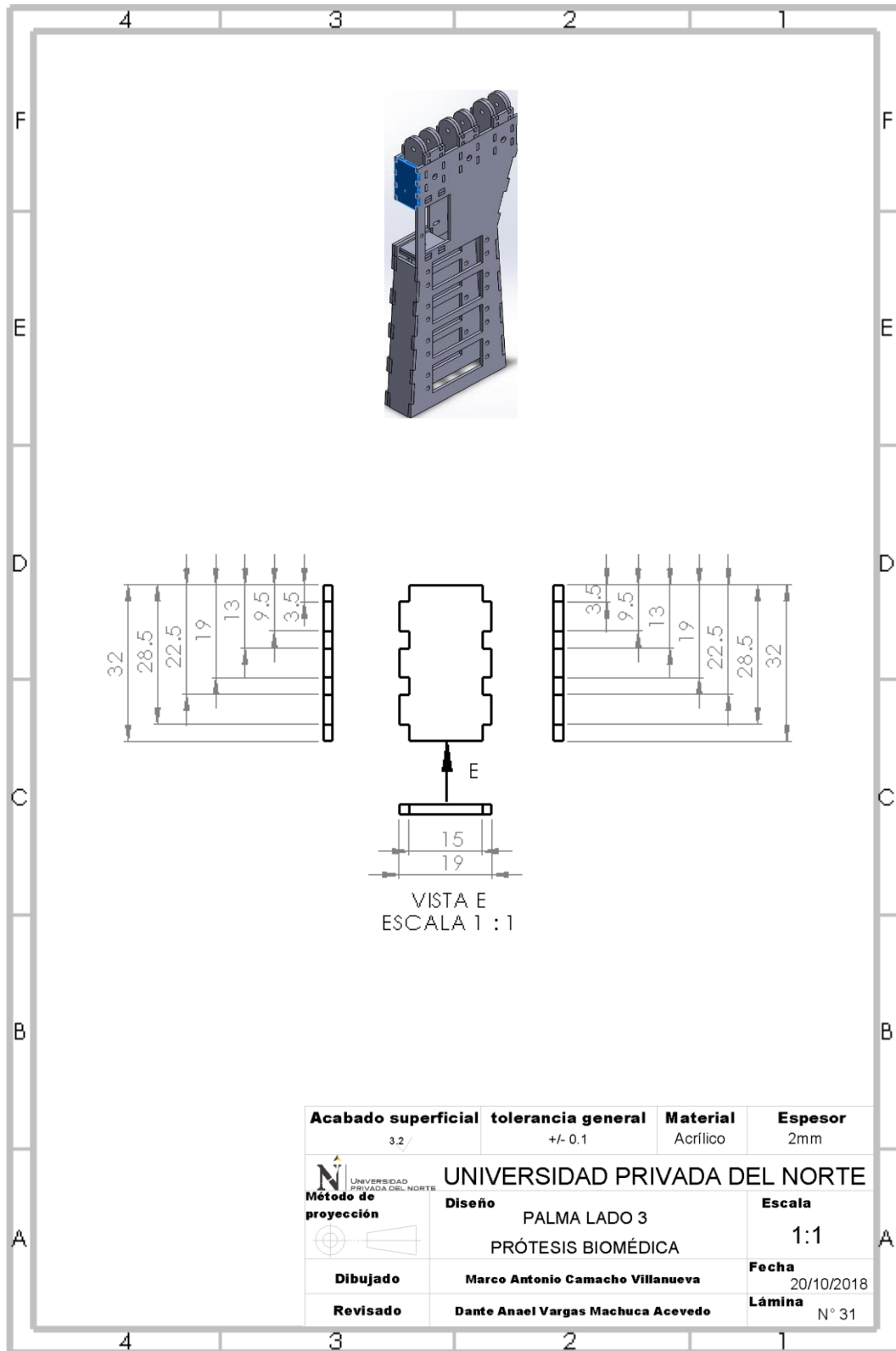




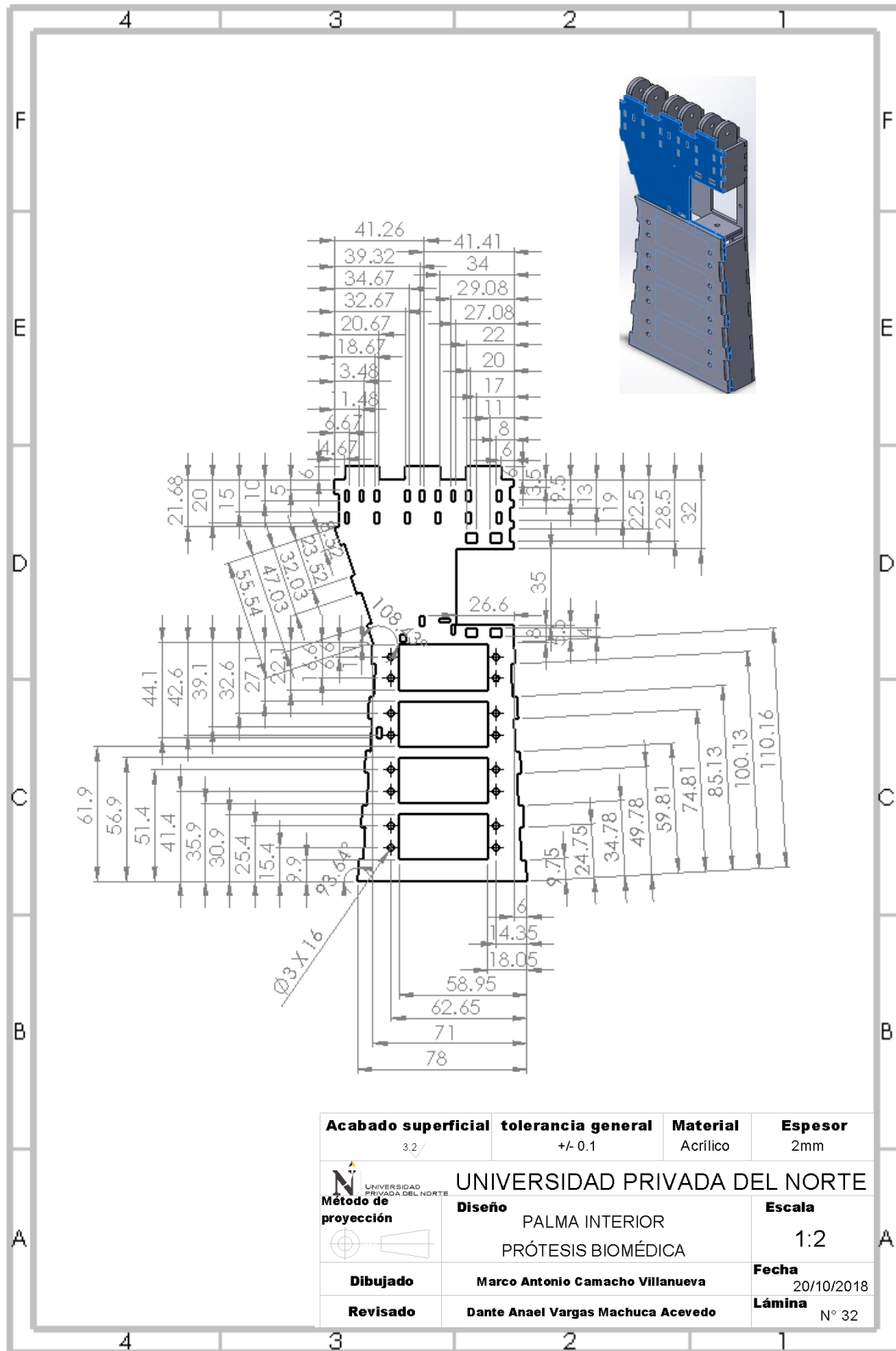


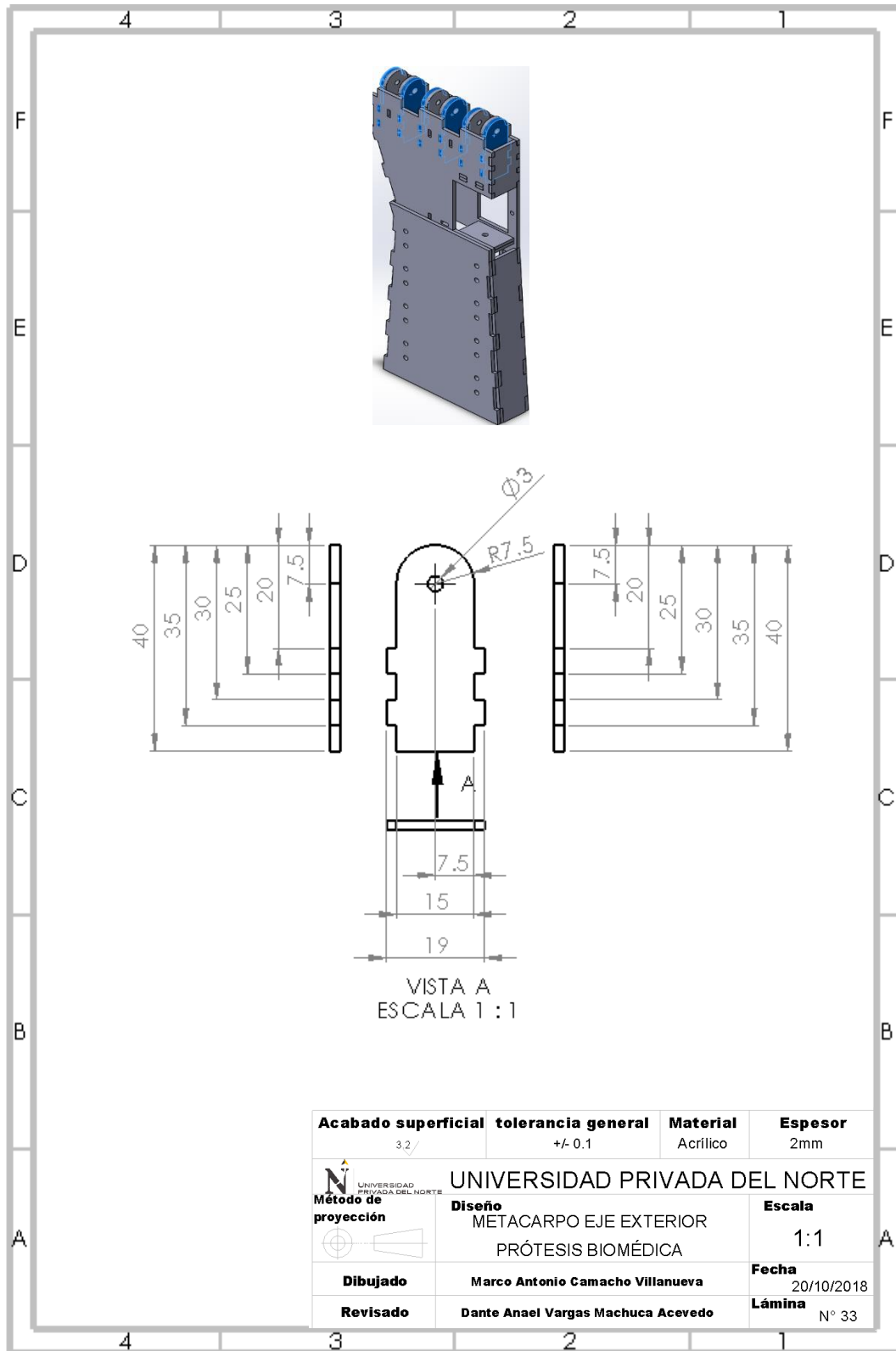


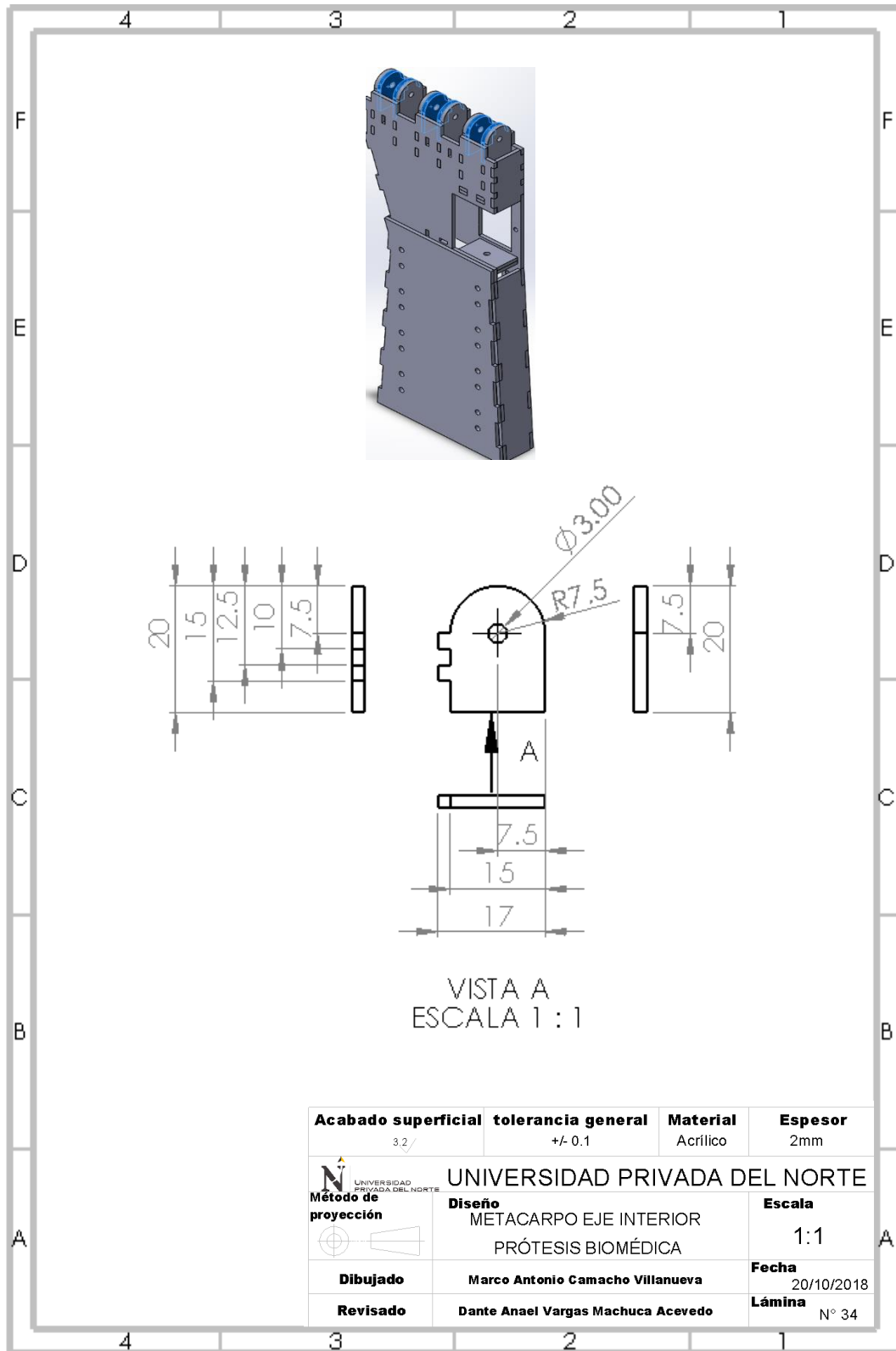


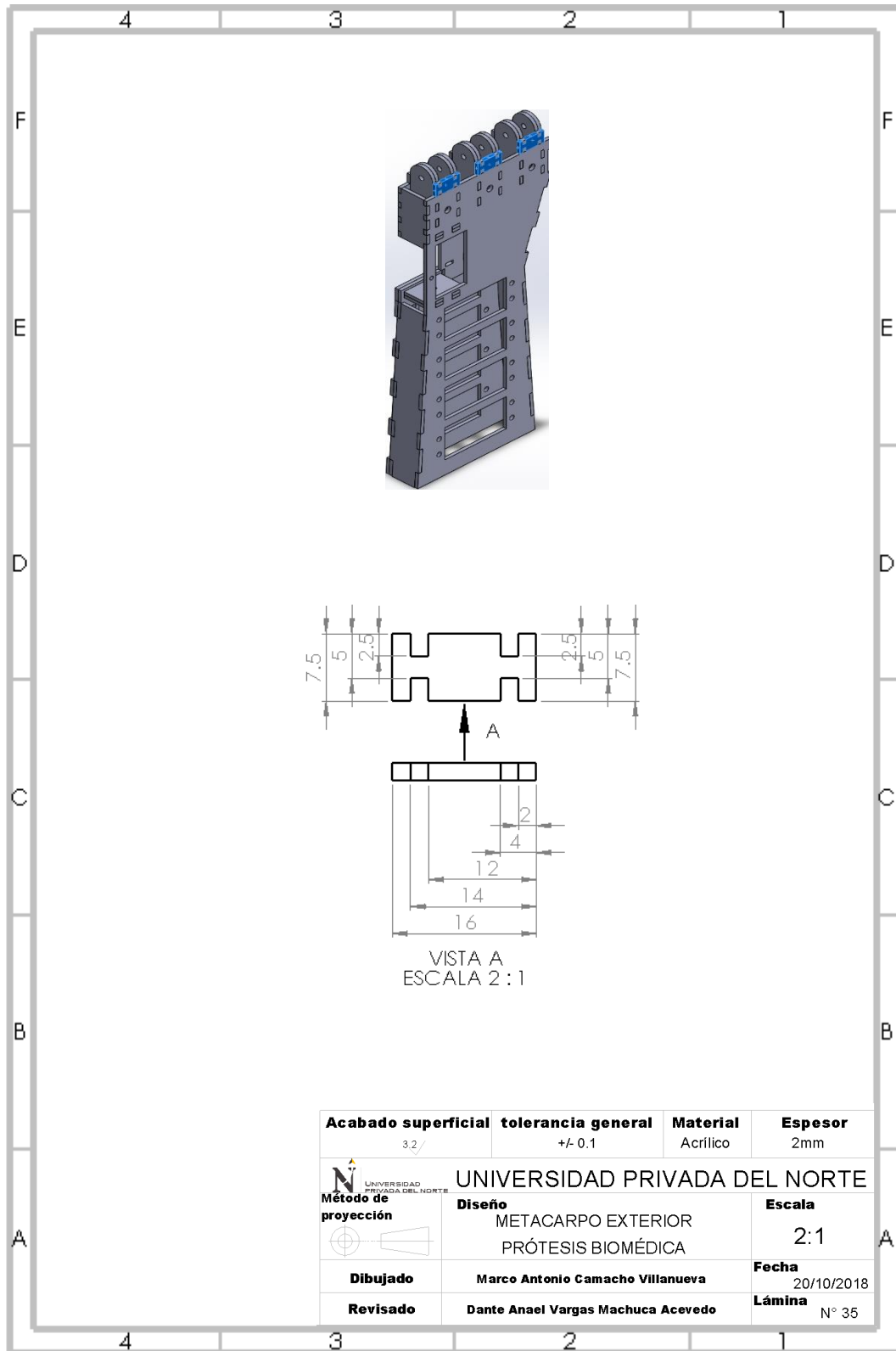


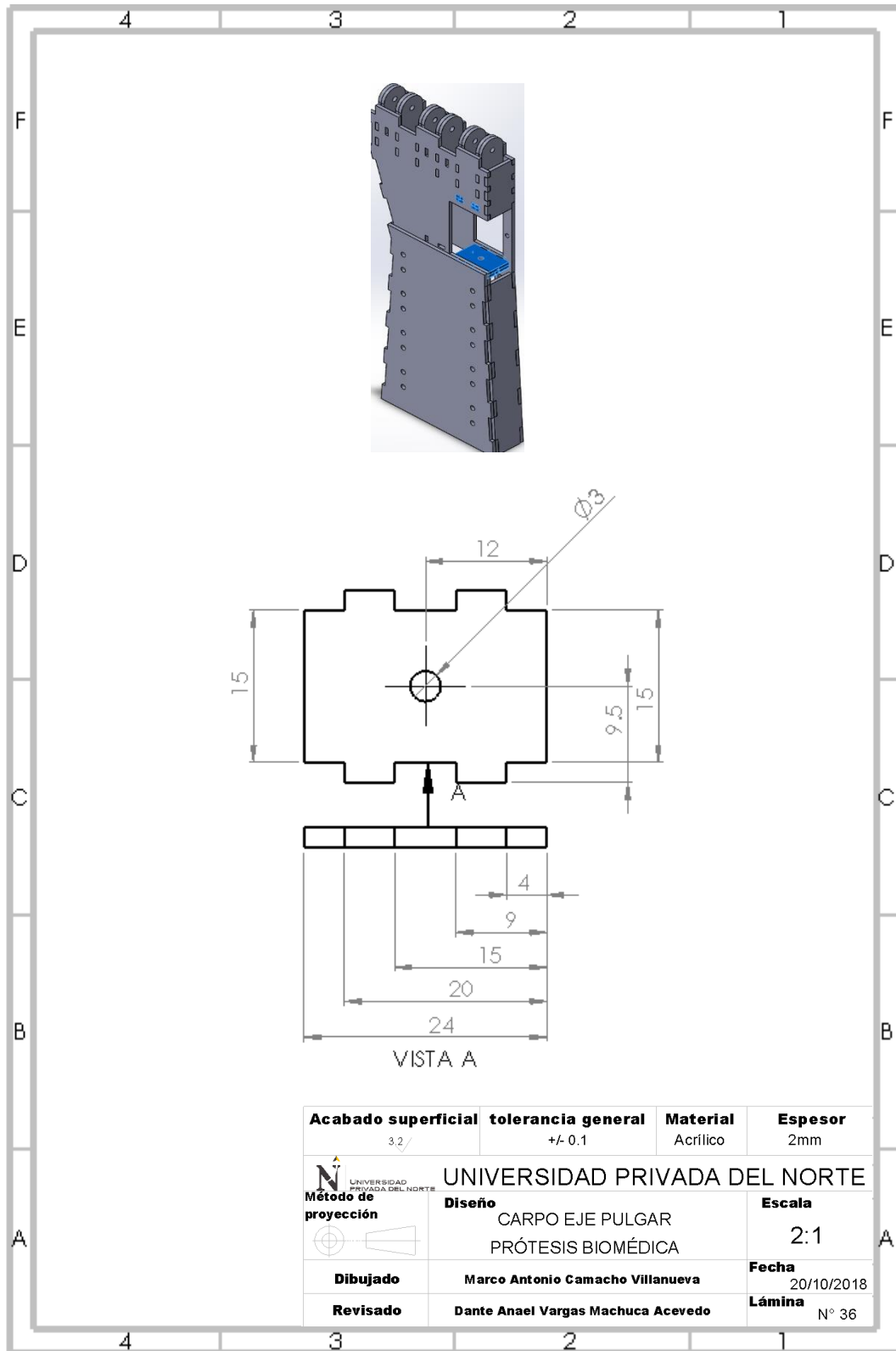
DISEÑO DE UNA PRÓTESIS BIOMÉDICA DEL MIEMBRO SUPERIOR  
PARA MEJORAR EL DESEMPEÑO DE ACTIVIDADES COTIDIANAS  
EN JÓVENES UTILIZANDO MATERIALES ACCESIBLES LIMA - 2018

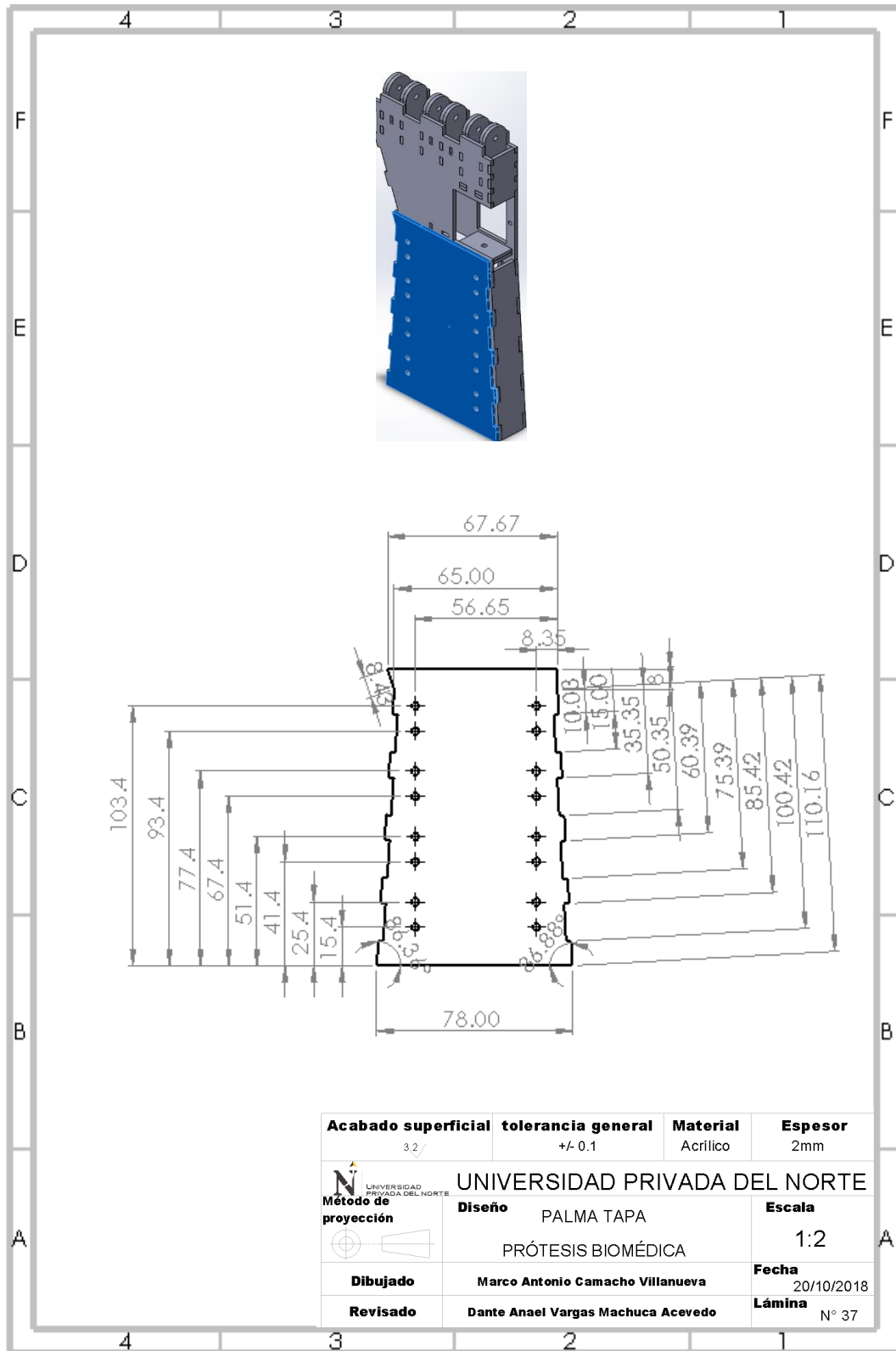












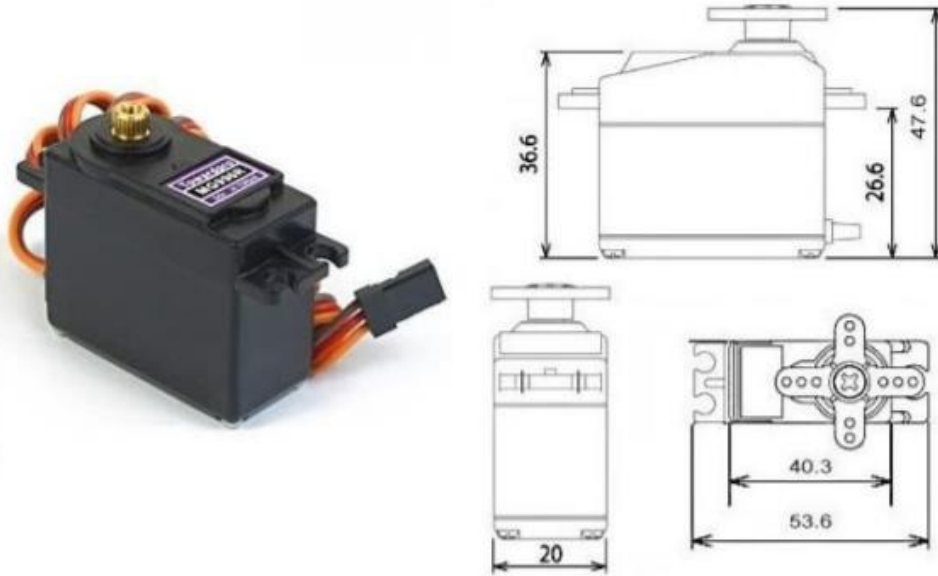


ANEXO N°1

MATERIALES	CANTIDAD	COSTO
Acrílico	¼ de plancha	S/.25
Pernos estobol	30	S/.3
Soguilla elástica	1metro	S/.1.5
Cable de nylon	3metros	S/.4.5
Pegamento de acrílico	100ml	S/.8
Servomotores	4	S/.140
Cable utp	5metros	S/.5
Cable para electrodos con clips	3	S/.10
Electrodos	3	S/.9
Placa de baquelita	1	S/.10
Guantes de latex quirurjicos	1par	S/.2
Guantes de tela	1par	S/.5
Componentes electronicos para emg	1 grupo	S/.30
Protoboard	1	S/.5
Arduino nano 3.0	1	S/.25
Morrallito	1	S/.15
Bateria 6v 4. 5a	1	S/.15
Bateria 9v	2	S/.10
Total		S/.323

ANEXO N°2

## MG996R High Torque Metal Gear Dual Ball Bearing Servo



This High-Torque MG996R Digital Servo features metal gearing resulting in extra high 10kg stalling torque in a tiny package. The MG996R is essentially an upgraded version of the famous MG995 servo, and features upgraded shock-proofing and a redesigned PCB and IC control system that make it much more accurate than its predecessor. The gearing and motor have also been upgraded to improve dead bandwidth and centering. The unit comes complete with 30cm wire and 3 pin 'S' type female header connector that fits most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum and Hitec.

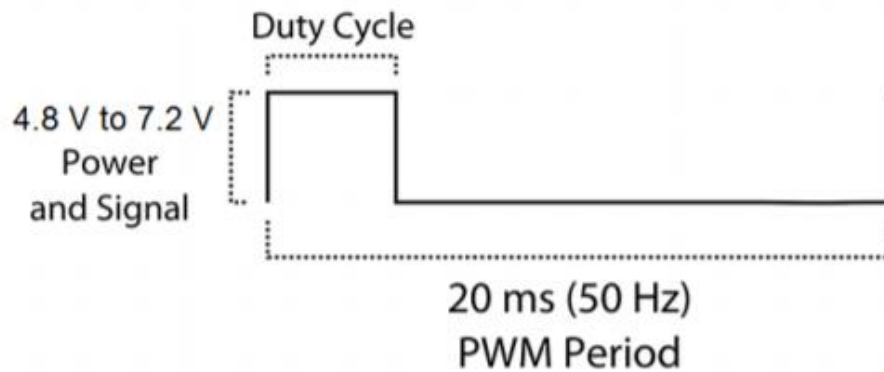
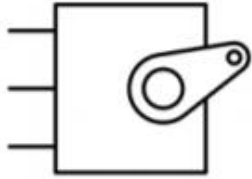
This high-torque standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. The MG996R Metal Gear Servo also comes with a selection of arms and hardware to get you set up nice and fast!

### Specifications

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 9.4 kgf-cm (4.8 V), 11 kgf-cm (6 V)
- Operating speed: 0.17 s/60° (4.8 V), 0.14 s/60° (6 V)

- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Running Current 500 mA – 900 mA (6V)
- Stall Current 2.5 A (6V)
- Dead band width: 5  $\mu$ s
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C

PWM=Orange ( $\square$ )  
Vcc = Red (+)  
Ground=Brown (-)





## Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

**AD620**

### FEATURES

#### Easy to use

- Gain set with one external resistor  
(Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

#### Excellent dc performance (B grade)

- 50  $\mu$ V max, input offset voltage
- 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

#### Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28  $\mu$ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

#### Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth (G = 100)
- 15  $\mu$ s settling time to 0.01%

### APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

### CONNECTION DIAGRAM

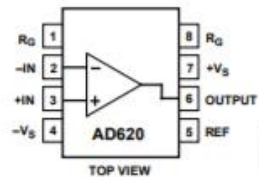


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max, and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces.

Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

#### Rev. H

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

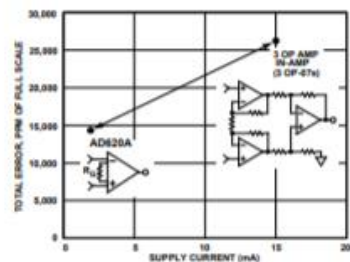


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781.329.4700 [www.analog.com](http://www.analog.com)  
Fax: 781.326.8703 © 2003–2011 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

ANEXO N°4

ANTEPROYECTO, DIRECTIVA SANITARIA QUE ESTABLECE LOS CRITERIOS PARA LA  
CLASIFICACION DE LOS DISPOSITIVOS MEDICOS EN BASE AL RIESGO Y REGULA LAS  
CONDICIONES ESENCIALES QUE DEBEN CUMPLIR EN EL PERU

REGLAS DE CLASIFICACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS MÉDICOS

DISPOSITIVOS MÉDICOS NO INVASIVOS		
Regla 01.	Clase de Riesgo	Ejemplos
1.- Todos los dispositivos médicos no invasivos. Estos dispositivos médicos no tocan al paciente o solamente entran en contacto con la piel intacta, salvo que les sean aplicables alguna de las disposiciones señaladas en las reglas 2, 3 o 4	CLASE I	<ul style="list-style-type: none"> <li>Dispositivos utilizados externamente para inmovilizar partes del cuerpo o aplicar fuerza o comprensión: collares cervicales, apósitos de heridas simples.</li> </ul>
Regla 02	Clase de Riesgo	Ejemplos
1.- Todos los dispositivos médicos no invasivos destinados a la conducción o almacenamiento de sangre, fluidos o tejidos corporales, líquidos o gases destinados a una perfusión, administración o introducción en el cuerpo, <b>SALVO:</b>	CLASE I	<ul style="list-style-type: none"> <li>Jeringas sin aguja.</li> <li>Equipo para el suero.</li> </ul>
1.2- Puedan conectar a un dispositivo medico activo de la clase II o de una clase superior.	CLASE II	Dispositivos indicados para ser utilizados como canales para administración de medicamentos en sistemas activos: Equipo indicado para el uso con una bomba de infusión, jeringas indicadas para el uso en conjunto con una bomba de jeringa
1.3.- Estén destinados a ser utilizados para el almacenamiento o canalización de sangre u otros fluidos corporales o para el almacenamiento de órganos, partes de órganos o tejidos corporales	CLASE II	Equipos para canalizar la sangre: Equipo para transfusión de sangre.



ANTEPROYECTO, DIRECTIVA SANITARIA QUE ESTABLECE LOS CRITERIOS PARA LA  
CLASIFICACION DE LOS DISPOSITIVOS MEDICOS EN BASE AL RIESGO Y REGULA LAS  
CONDICIONES ESENCIALES QUE DEBEN CUMPLIR EN EL PERU

DISPOSITIVOS MÉDICOS NO INVASIVOS		
Regla 03.	Clase de Riesgo	Ejemplos
<p>1.- Todos los dispositivos médicos no invasivos destinados a modificar la composición biológica o química de la sangre, de otros fluidos corporales o de otros líquidos destinados a introducirse en el cuerpo. Normalmente estos se utilizan junto con un dispositivo medico activo regido por las reglas 9 o 11, <b>SALVO:</b></p>	<b>CLASE III</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Dispositivos indicados para separar células por medios físicos</li> </ul>
<p>1.1- Si el tratamiento consiste en filtración, centrifugación o intercambios de gases o de calor</p>	<b>CLASE II</b>	<p>Productos específicos para filtración de partículas de sangre utilizados en un sistema de circulación extracorpórea y generalmente utilizados en la remoción de partículas y de sangre.</p>



ANEXO N°5

```
#include <Servo.h>

Servo servo1;

Servo servo2;

Servo servo3;

Servo servo4;

int buttonPin = 6;

int buttonState = 0;

int i=0;

int pos=0;

void setup() {

  // put your setup code here, to run once:

  Serial.begin(9600);

  pinMode(buttonPin, INPUT);

  servo1.attach(7);

  servo2.attach(8);

  servo3.attach(9);

  servo4.attach(10);

}

void loop() {

  // Funcion AGARRE 1:

  if((i>=2)&&(i<4)){

    if(buttonState == 0){

      servo1.write(45);

      servo2.write(163);

      servo3.write(10);

      servo4.write(160);

      pos=45;
```

```
        i=0;
    }
}

// Funcion AGARRE 2:
if((i>=4)&&(i<6)){
    if(buttonState == 0){
        servo1.write(175);
        servo2.write(130);
        delay(2000);
        servo2.write(75);
        servo3.write(115);
        servo4.write(70);
        pos=90;
        i=0;
    }
}

// Funcion AGARRE 3:
if((i>=6)&&(i<8)){
    if(buttonState == 0){
        servo1.write(175);
        servo2.write(86);
        servo3.write(118);
        delay(2000);
        servo4.write(65);
        pos=160;
        i=0;
    }
}
```



```
// Funcion AGARRE 4:
    if((i>=8)&&(i<10)){
        if(buttonState == 0){
            servo1.write(45);
            servo2.write(75);
            servo3.write(115);
            servo4.write(70);
            pos=90;
            i=0;
        }
    }
    buttonState = digitalRead(buttonPin);
    if(buttonState == true){
        i++;
        if(i>=10){i=10;}
        delay(1000);
    }
    Serial.print(" Tiempo = ");
    Serial.print(i);-
    Serial.print("\t Posicion = ");
    Serial.print(pos);
    Serial.print("\n");
}
```

NIVEL DE PLAGIO: PLAGSCAN

Resultados del Análisis de los plagios del 2018-11-12 06:48 UTC

4.0%

MarcoCamachoVillanueva Tesis Final 05112018.docx

Fecha: 2018-11-12 06:31 UTC

Todas las fuentes 100 | Fuentes de internet 4 | Archivo de la organización 96

<input checked="" type="checkbox"/>	[0]	"EdisaTESIS 17.07 (2).pdf" fechado del 2018-07-17	1.5%	21 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[1]	"RAYZATESIS 4TA ENTREGA 16072018.pdf" fechado del 2018-07-17	1.5%	21 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[2]	"PUITIZA_R_EF.pdf" fechado del 2018-07-19	1.5%	21 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[3]	"PRADO_LLONTOP version3.docx" fechado del 2018-09-04	1.4%	20 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[4]	"Soto_J_T3.pdf" fechado del 2018-06-26	1.4%	20 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[5]	"Ariil_V_T3.pdf" fechado del 2018-06-23	1.6%	21 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[6]	"edisaYALTE_E_EF.pdf" fechado del 2018-07-20	1.4%	19 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[7]	"Soto_J_T04 v2.pdf" fechado del 2018-07-17	1.3%	17 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[8]	"230CT2018_BARBERENAS_J_EXAMENFINAL_TESIS.docx" fechado del 2018-10-24	1.4%	19 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[9]	"Flores_S_EF.docx" fechado del 2018-07-19	1.5%	19 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[10]	"Tesis YUVITZA PRINCIPE Y RAMOS.docx" fechado del 2018-09-02	1.5%	20 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[11]	"TESIS_CICLO DE DEMING_EMP_GOODYEAR..chado del 2018-08-12	1.5%	19 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[12]	"CANDELARIO_C_EF.pdf" fechado del 2018-07-20	1.4%	19 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[13]	"URQUIAGA Y MUJICA.docx" fechado del 2018-09-28	1.5%	20 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[14]	"Garcia_M_EF.doc.docx" fechado del 2018-07-20	1.5%	19 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[15]	"Violeta TESIS 06.11.2018.docx" fechado del 2018-11-10	1.5%	20 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[16]	"Flores_S_T3.docx" fechado del 2018-06-26	1.5%	19 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[17]	"JARAMILLO Y LEEY.docx" fechado del 2018-05-17	1.3%	16 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[18]	"Pinedo_H_AvanceB.doc.docx" fechado del 2018-11-11	1.3%	20 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[19]	"GeraldineTESIS (Clima Organizacion...chado del 2018-11-10	1.4%	19 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[20]	"trabajo tesis - bachiller.docx" fechado del 2018-09-26	1.5%	18 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[21]	"APELO_R_EF.pdf" fechado del 2018-07-19	1.3%	18 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[22]	"TESIS D.TORRES FINAL 18.07.2018.pdf" fechado del 2018-07-19	1.3%	17 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[23]	"RocioApeloTESIS-1.pdf" fechado del 2018-07-18	1.3%	18 resultados
<input checked="" type="checkbox"/>	[24]	"Formato de tesis_Tarea 3 Laura Correa..pdf" fechado del 2018-06-21	1.5%	19 resultados

El documento anterior muestra el nivel de plagio, sin embargo, en el desarrollo de la presente tesis, toma como plagio las coincidencias con frases usadas en la presente, así como también en otras investigaciones.

Las siguientes frases mencionadas son las que tienen coincidencias.

- FACULTAD DE INGENIERÍA
- CARRERA DE INGENIERÍA
- TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
- LIMA – PERÚ
- 2018
- ACTA DE AUTORIZACION PARA SUSTENTACION DE TESIS
- ACTA DE APROBACION DE TESIS
- DEDICATORIA
- DEDICO EL PRESENTE TRABAJO DE INVESTIGACION
- DE ESTA MANERA
- QUE ME HAN APOYADO EN TODO MOMENTO
- POR SU APOYO CONSTANTE
- EN EL DESARROLLO DE MI TESIS
- A LO LARGO DE MI CARRERA
- EN EL DESARROLLO DE LA PRESENTE TESIS, SINO QUE TAMBIEN
- TABLA DE CONTENIDOS
- INDICE DE TABLAS
- INDICE DE FIGURAS
- CAPITULO I

- FORMULACION DEL PROBLEMA
- OPERACIONALIZACION DE LAS VARIABLES
- PARTES DE LA PRÓTESIS
- 2010, EN SU TESIS TITULADA
- COMO INFLUYE EL
- EN EL DESEMPEÑO DE
- OBJETIVO GENERAL
- TIPO DE INVESTIGACION
- NO EXPERIMENTAL
- MATERIALES INSTRUMENTOS Y METODOS
- GRADOS DE LIBERTAD
- COMO SE OBSERVA EN LA FIGURA
- PARA CALCULAR EL CENTRO DE GRAVEDAD
- SE TOMARÁ COMO REFERENCIA
- COINCIDE CON EL CENTRO DE CIRCUNFERENCIA
- LAS PARTES DE LA PRÓTESIS
- CABE RESALTAR QUE
- DESPUES DE HABER
- PASO A PASO
- Y CADA UNA DE LAS MEDIDAS
- EL DISEÑO DE LA
- ES POR ELLO QUE
- SE PROCEDIÓ A REALIZAR EL DISEÑO DE
- COMO UN SISTEMA

- A QUE NO
- DISCUSION Y CONCLUSION
- EN ESTE PROYECTO DE INVESTIGACION
- DE LA MISMA MANERA LA PRESENTE INVESTIGACION
- EL DISEÑO DE LA PRÓTESIS
- UNA MANO COMO SE MUESTRA
- LA UNIVERSIDAD PRIVADA
- OBTENIENDO COMO RESULTADO
- CON EL USO DE LA
- MUNDIAL DE LA SALUD

---

BACH. MARCO ANTONIO CAMACHO VILLANUEVA