

FACULTAD DE INGENIERÍA

Escuela Académico Profesional de Ingeniería Mecatrónica

Tesis

**Desarrollo de prótesis biomédica transradial
con impresión 3D para adultos en Huancayo**

Jose Alexis Del Aguila Ramos

Para optar el Título Profesional de
Ingeniero Mecatrónico

Huancayo, 2021

Repositorio Institucional Continental
Tesis digital



Esta obra está bajo una Licencia "Creative Commons Atribución 4.0 Internacional" .

AGRADECIMIENTO

Al concluir una etapa maravillosa en mi vida quiero agradecer a quienes hicieron posible este sueño, aquellos que en todo momento siempre fueron mi inspiración, apoyo y fortaleza.

Esta mención es para Dios, mis abuelos, mis padres, mi hermano y personas cercanas, muchas gracias a ustedes por demostrarme que todo en esta vida se puede conseguir con esfuerzo y dedicación.

Mi gratitud, también, a la universidad Continental, mi agradecimiento al asesor de mi tesis, Mg. Carlos Perea, gracias a cada docente quienes con su apoyo y enseñanzas constituyen la base de mi vida profesional.

DEDICATORIA

A mis padres por haberme forjado como la persona que soy, muchos de mis logros se lo debo a ustedes entre los que se incluye este.

A mis dos ángeles que sé que desde el cielo cuidan de mí y guían mi camino.

ÍNDICE DE CONTENIDO

PORTADA	I
AGRADECIMIENTO	II
DEDICATORIA	III
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	IV
ÍNDICE DE TABLAS	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	VIII
RESUMEN.....	X
ABSTRACT.....	XI
INTRODUCCIÓN	XII
CAPÍTULO I PLANTEAMIENTO DEL ESTUDIO.....	14
1.1 Planteamiento y formulación del problema.....	14
1.1.1 Planteamiento del problema.....	14
1.1.2 Formulación del problema	15
1.1.2.1 Problema general.....	15
1.1.2.2 Problemas específicos	15
1.2 Objetivos de la investigación	16
1.2.1 Objetivo general	16
1.2.2 Objetivos específico	16
1.3 Justificación del Estudio	16
1.4 Alcance y limitaciones	17
CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO.....	19
2.1 Antecedentes del problema.....	19
2.2 Bases teóricas	26
2.2.1 Evolución histórica de la prótesis	26
2.2.2 Situación actual de discapacidad	29
2.2.2.1 Situación actual de discapacidad a nivel internacional	29
2.2.2.2 Situación actual de discapacidad a nivel nacional	30
2.2.2.3 Estructura del brazo	31
2.2.2.3.1 Anatomía del brazo	31
2.2.2.3.2 Brazo.....	31

2.2.2.3.3 Antebrazo:	33
2.2.2.3.4 Mano	34
2.2.2.4 Fisiología del brazo	35
2.2.2.5 Amputaciones	36
2.2.3 Prótesis de miembro superior.....	39
2.2.3.1 Prótesis estéticas	39
2.2.3.2 Prótesis mecánicas	40
2.2.3.3 Prótesis mioeléctricas	41
2.2.3.4 Neuroprótesis.....	42
2.2.3.5 Prótesis híbridas	43
2.2.4 Técnicas e instrumentos de fabricación.....	44
2.2.4.1 Impresión 3D.....	44
2.2.4.2 Escáner 3D	47
2.2.4 Metodologías VDI.....	47
2.2.4.1 VDI 2221	47
2.2.4.2 VDI 2225	48
2.3 Definición de términos básicos.....	49
CAPÍTULO III METODOLOGÍA.....	51
3.1 Metodología aplicada para el desarrollo de la solución	51
3.1.1 Método de la Investigación.....	51
3.1.1.1 Método general o teórico de la investigación.....	51
3.1.1.2 Método específico de la investigación	52
3.1.2 Propuesta del diseño de prototipo tecnológico	52
CAPÍTULO IV ANÁLISIS Y DISEÑO DE LA SOLUCIÓN	53
4.1 Identificación de requerimientos	53
4.2 Análisis de la solución	55
4.2.1 Criterios de diseño	55
4.2.1.1 Diseño de caja negra	55
4.2.1.2 Diseño de caja transparente.....	56
4.2.1.3 Caja objetiva	57
4.2.2 Plan operativo	57
4.2.2.1 Conceptos de solución	59

4.2.3 Plan técnico	60
4.2.4 Plan económico.....	61
4.3 Diseño.....	62
4.3.1 Prototipo modelado	62
4.3.3 Diseño electrónico Plano electrónico.....	64
4.3.4. Diagrama de flujo de funcionamiento	65
4.3.5 Sistema de control	68
CAPÍTULO V CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS.....	69
5.1 Construcción y ensamblaje	69
5.2 Pruebas de la prótesis.....	72
5.3 Presupuesto.....	73
5.3.1 Costos de materiales – parte electrónica.....	73
5.3.2 Costo de materiales – parte mecánica	74
5.3.3 Costo de fabricación de piezas	74
5.3.4 Costo de diseño	74
5.3.5 Costo total.....	75
5.4. Resultados	75
CONCLUSIONES	76
REFERENCIAS	78
ANEXOS	82

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Lista de exigencias.....	53
Tabla 2. Opciones de componentes para el prototipo	57
Tabla 3. Análisis técnico	61
Tabla 4. Análisis económico.....	61
Tabla 5. Consumo de corriente por componente.....	64
Tabla 6. Tabla de costos de componentes electrónicos y otros.	73
Tabla 7. Tabla de costos de los componentes mecánicos	74
Tabla 8. Tabla de costos totales.....	75

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Personas con alguna discapacidad por sexo y grupos de edad 2012	30
Figura 2. Personas con discapacidad, según tipo de limitación para realizar sus actividades diarias,2012	31
Figura 3. Huesos del húmero con sus partes	33
Figura 4. Huesos del cúbito.....	33
Figura 5. Hueso del radio.....	34
Figura 6. Huesos de la mano	35
Figura 7. Amputación trasfalángica	37
Figura 8. Niveles de amputación de la mano	37
Figura 9. Amputación transradial.....	38
Figura 10. Amputación transhumeral	38
Figura 11. Amputación interscapulotoraxica.....	39
Figura 12. Prótesis estética.....	40
Figura 13. Prótesis mecánica.....	41
Figura 14. Prótesis mioeléctrica	42
Figura 15. Neuroprótesis.....	43
Figura 16. Prótesis híbrida	44
Figura 17. Impresión 3D de la mano	46
Figura 18. Norma VDI2225	51
Figura 19. Proceso de desarrollo	55
Figura 20. Caja negra	56
Figura 21. Diseño de caja transparente, se definen las entradas físicas del sistema y se obtiene funcionalidad para el miembro superior amputado	57
Figura 22. Prótesis híbrida	59
Figura 23. Prótesis mioeléctrica	60
Figura 24. Diseño de prótesis con biosensor IRX.....	60
Figura 25. Diseño de prótesis con biosensor IRX.....	62
Figura 26. Diagrama de fuerzas	63

Figura 27. Arreglo de baterías con el driver HX-3S-FL25A	65
Figura 28. Diagrama de flujo de funcionamiento	65
Figura 29. Diagrama de flujo de “Encender Sistema”	66
Figura 30. Diagrama de flujo de “Iniciar la Calibración”	67
Figura 31. Sistema de control	68
Figura 32. Proceso de toma de muestra de yeso	69
Figura 33. Muestra de yeso.....	70
Figura 34. Impresión 3D del pulgar	70
Figura 35. Ensamblado de dedos.....	71
Figura 36. Placa de control	71
Figura 37. Ensamblado de la mano.....	72
Figura 38. Prueba de funcionamiento	72
Figura 39. Prueba de la función de agarre pinza.....	72

RESUMEN

Las prótesis en Huancayo tienen un precio exorbitante, escasa accesibilidad y limitada variedad que no permite a la población vulnerable suplir las pérdidas. Así, el índice de pérdida de miembro superior por accidentes o causas congénitas según el INEI siguen aumentando. La tecnología, ha dado lugar a innovadores avances, ya que la pérdida de una extremidad ocasiona problemas de reintegración social, por ello las personas amputadas reemplazan dichas pérdidas por dispositivos funcionales y cómodos, pero lamentablemente la provincia presenta limitantes frente a esta solución. Debido a ello, el autor busca desarrollar una prótesis biomédica transradial de adaptación rápida, ergonómica, de bajo costo con impresión 3D y sensor infrarrojo en Huancayo.

La adquisición de una prótesis debe ser un derecho universal, pero solo el 0.01% de la población en este estado puede acceder a ellas. En esta investigación se planteó una alternativa de manufactura para el desarrollo de una prótesis que puede estar al alcance y satisfacer las necesidades, durante el proceso; para eso, previo a evaluaciones se observó como la impresión 3D, el escáner 3D y la adaptación del sensor infrarrojo al fusionarse permitieron la obtención de señales que se transforman en funciones de la prótesis. Los resultados de la presente investigación fueron positivos, ya que la prótesis biomédica transradial fue desarrollada de manera ergonómica, se adaptó casi inmediatamente llegando así a realizar tres acciones y el usuario puntuó un 8/10 la experiencia. Se concluyó que Huancayo puede desarrollar prótesis, ya que cuenta con equipos e instalaciones para este tipo de proyectos.

Palabras clave: prótesis de brazo, ayuda ortopédica de mano, brazo robótico, biónica, mecatrónica.

ABSTRACT

The prostheses in Huancayo have an exorbitant price, little accessibility and limited variety that does not allow the vulnerable population to make up for the losses. Thus, the rate of upper limb loss due to accidents or congenital causes according to the INEI continues to increase. Technology has given rise to innovative advances, since the loss of a limb causes problems of social reintegration, therefore amputees replace said losses with functional and comfortable devices, but unfortunately the province has limitations regarding this solution. Due to this, the author seeks to develop a low-cost, ergonomic, rapid adaptation transradial biomedical prosthesis with 3D printing and infrared sensor in Huancayo.

The acquisition of a prosthesis should be a universal right, but only 0.01% of the population in this state can access them. In this research, a manufacturing alternative was proposed for the development of a prosthesis that can be within reach and satisfy the needs, during the process; For this, prior to evaluations, it was observed how 3D printing, the 3D scanner and the adaptation of the infrared sensor when merging allowed the obtaining of signals that are transformed into functions of the prosthesis. The results of the present investigation were positive, since the transradial biomedical prosthesis was developed in an ergonomic way, it was adapted almost immediately, thus performing three actions and the user scored an 8/10 for the experience. It was concluded that Huancayo can develop prostheses, since it has equipment and facilities for this type of project.

Keywords: arm prosthesis, orthopedic hand aid, robotic arm, bionics, mechatronics.

INTRODUCCIÓN

Concientizar la vital función y crucial importancia de las extremidades es primordial, su función como prolongación del cerebro ayuda en el desarrollo psicomotriz, las áreas motoras y sensoriales por su extensa área en la corteza cerebral. Es indispensable en el desarrollo de actividades laborales, recreativas, comunicativas y sensoriales, a través del sentido el tacto indaga y distingue el entorno. Previo a detallar el proyecto, es indispensable saber que la evolución tecnológica ha alcanzado grandes desarrollos que sirvieron como base y guía.

La protetización del miembro superior está constituido por dos objetivos: funcionalidad y cosmética, por ello en la presente investigación se muestra el porqué del desarrollo de un nuevo prototipo de prótesis, cuya tecnología tiene como fin cubrir la mayor cantidad de necesidades del amputado para contribuir en una mejora de calidad de vida, adecuada reincorporación social y eliminando brechas de adquisición. (1)

Actualmente, existen cuantiosos métodos de diversos autores para desarrollar prototipos de prótesis, que cuentan con beneficios y desventajas, que aumentan las brechas de adquisición y libre elección. A nivel nacional, según el INEI, tan solo el 0.01 % cuenta con algún tipo de dispositivo de ayuda protésica, esto debido a la escasa variedad y los altos costos que no van de acorde a los salarios nacionales. El panorama regional es lamentable ya que aún se trabaja en base a productos convencionales que generalmente solo cuentan con la función estética y agarre mediante flexión del codo. A partir de esa realidad se desarrolló esta nueva versión con el fin de cubrir mayores necesidades, se redujo el costo de la prótesis debido al sensor IRX y a la estructura a base de impresión 3D, que por lo general son rápidas y fáciles de aplicar. Ambos resultaron eficientes en el proceso de manufactura, logrando así ser la mejor opción para construir un prototipo de prótesis de bajo costo y funcional, direccionada a las poblaciones vulnerables que son nuestro foco de atención. (2)

Se empleo la metodología VDI2221, ya que trabaja en base a principios, prácticas y procedimientos, que fueron aplicados durante toda la investigación con el fin de realizar un análisis de alternativas que se consideraron al momento del diseño y manufactura, la elección de implementos, la conceptualización virtual de las posibles soluciones y la evaluando de los beneficios y desventajas del cada prototipo ayudaron a alcanzar los objetivos en el proceso de desarrollo del prototipo elegido, detallando las técnicas, actividades y presupuesto de manufactura. (3)

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL ESTUDIO

1.1 Planteamiento y formulación del problema

1.1.1 Planteamiento del problema

Según la OMS, “se estima que más de 1000 millones de personas viven con algún tipo de discapacidad (15%), este dato muestra que el número de personas con discapacidad está aumentando drásticamente. Ello se debe, entre otras causas, a las tendencias demográficas y al aumento de la prevalencia de enfermedades crónicas”. (4)

En el Perú, la población en el censo del 2017 que declaró tener alguna discapacidad alcanza la cifra de 3 millones 209 mil 261 personas, asimismo se manifestó que el departamento de Junín alberga a el 4,2 % de esta población, de los cuales el 50 % cuenta con una discapacidad motora. (5)

Las prótesis son dispositivos de aplicación externa que se usan para remplazar total o parcialmente una parte de un miembro ausente o deficiente, según la OMS. (1) A nivel global se han visto innumerables avances tecnológicos en el mundo de las prótesis, sobre todo en Estados Unidos y Asia, donde ya se observan prótesis de función neurológica (4), a nivel nacional se ha visto poco avance, debido a ello el Fondo Nacional de Desarrollo Científico y Tecnológico (Fondecyt), implemento diversos programas de innovación para fomentar desarrollos tecnológicos, a ello se le sumo el Banco Mundial que está invirtiendo US 100 millones para poner en marcha dicho proyecto. (6)

En Lima se ha visto algunas pequeñas empresas incursionar en este campo, los dos más resaltantes PIXED (7) y WAYLLUSQA (8), y en cuanto a la región Junín pues con certeza se puede decir que no hay mucho que mencionar ya que incluso en Huancayo, que es la ciudad centralizada de la región, no se ha visto una iniciativa en dicho campo.

Durante las últimas décadas, la industria protésica ha lanzado al mercado diversos productos de prótesis, pareciendo esto una solución del problema, pero los costos que estas presentan no se adaptan al ingreso mensual de un peruano que se encuentra en un nivel socioeconómico de nivel medio. Según el censo del año 2012, del total de personas con discapacidad de locomoción y/o destreza que utilizan algún tipo de apoyo ortopédico para desplazarse en Perú solo el 0.01% pudo acceder a ella. (2)

Este proyecto busca innovar y reducir los costos de una prótesis estándar al aplicar un nuevo sistema diseñado, adaptado y programado de una manera sofisticada, que tiene por finalidad cumplir con los estándares de calidad de funcionamiento aceptable. Debido a todos los puntos mencionados el autor se preguntó si, ¿se podrá desarrollar una prótesis biomédica transradial de bajo costo con impresión 3D y un sensor Infrarrojo en Huancayo?

1.1.2 Formulación del problema

1.1.2.1 Problema general

¿Se podrá desarrollar una prótesis biomédica transradial de bajo costo con impresión 3D y un sensor Infrarrojo en Huancayo?

1.1.2.2 Problemas específicos

- ✓ ¿Se podrá desarrollar una prótesis biomédica transradial de bajo costo en Huancayo?
- ✓ ¿Se podrá manufacturar una prótesis biomédica transradial con impresión 3D en Huancayo?

- ✓ ¿Se podrá desarrollar una prótesis biomédica transradial que obtenga lectura de señales musculares a través de un sensor infrarrojo, en Huancayo?

1.2 Objetivos de la investigación

1.2.1 Objetivo general

Desarrollar una prótesis biomédica transradial de bajo costo con impresión 3D y sensor Infrarrojo en Huancayo.

1.2.2 Objetivos específico

- ✓ Desarrollar una prótesis biomédica transradial de bajo costo en Huancayo.
- ✓ Manufacturar una prótesis biomédica transradial con impresión 3D en Huancayo.
- ✓ Desarrollar una prótesis biomédica transradial que obtenga lectura de señales musculares a través de un sensor infrarrojo, en Huancayo.

1.3 Justificación del Estudio

Mediante este trabajo de investigación se pretende brindar a la provincia de Huancayo una opción de dispositivo protésico de brazo que sea asequible a las poblaciones vulnerables en estado de discapacidad, para así poder aumentar su calidad de vida, que por derecho les corresponde a 3 millones 209 mil 261 personas (10,3 % de la población del país), el desarrollo de este tipo de prótesis espera poder permitir a los usuarios suplir la pérdida mediante el dispositivo. (9)

Las personas que incluyen el grupo de discapacitados que requieren apoyo de dispositivo ortopédico en su mayoría se deben a accidentes que terminan en amputaciones, esto en base al comunicado que brindo EsSalud “en el 2004, mencionó que 13 693 casos son de accidentes de tránsito, 19 000 casos son del sector laboral formal y 31 000 casos están representados por el sector laboral informal, es decir, se reportan más de 50 000 casos al año, o 135 casos diarios de persona amputadas”. (10)

Asimismo, si se habla del monto de ingresos que reciben estos trabajadores dependientes (empleados, obreros o trabajadores del hogar) con discapacidad, el 40,0 % obtiene ingresos menores a la remuneración mínima vital (750 nuevos soles), el 21,7 % percibe ingresos entre 750 y 1 199 nuevos soles y el 25,0 % tiene de 1 200 a más nuevos soles (2). Esto evidencia un panorama real de los ingresos de esta población, que puede ayudar a deducir que está limitante es el primer obstáculo de muchos, que dificulta el acceso de la adquisición de algún tipo de prótesis presentes en el mercado. Es por ello, que solo el 0.0 1% de las personas en estado de discapacidad motora poseen ayuda ortopédica, ya que estos dispositivos tienen altos costos, baja funcionalidad, poca ergonomía y finalmente el tiempo de entrega que es largo. (9)

Por lo tanto, se propone desarrollar una prótesis biomédica transradial con un sensor infrarrojo que le permitirá al usuario realizar diversas funciones que serán captadas a través del sensor infrarrojo que estará ubicado a nivel del antebrazo en la parte anterior sobre la epidermis, la cual captará las crestas musculares que estas emiten al realizarse una contracción, para finalmente ser transformadas en movimientos, todo ello con el fin de ayudarlos a desarrollar sus actividades cotidianas, muy aparte de ello la tecnología de fabricación digital, tal como la impresión 3D, hace de la prótesis una extensión liviana, accesible y funcional.

1.4 Alcance y limitaciones

El alcance del proyecto está enfocado en el desarrollo de una prótesis biomédica transradial de bajo costo a base de impresión 3D y un sensor infrarrojo en Huancayo para las poblaciones vulnerables, ya que se pretende ayudarlos a adquirir un dispositivo funcional, de fácil acceso, ergonómico y de adaptación inmediata, para que así dichas personas puedan gozar de una reinserción social adecuada, ya sea supliendo o reemplazando el miembro perdido y logrando mediante ello conseguir un trabajo que les permita generar mayor ingreso familiar a través de la falencia suplida.

Dentro de las limitaciones del proyecto se tiene que solo puede ser utilizada por usuarios adultos que cuentan con una amputación transradial o deficiencia congénita que se encuentre a nivel de la muñeca, todo el proceso de análisis se realizará en Huancayo por ello la delimitación demográfica y la adquisición del dispositivo para su adecuado funcionamiento depende de la predisposición y la residencia del usuario en la provincia.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes del problema

Los antecedentes consultados que se encuentran dentro de la tabla ayudaron a consolidar el desarrollo del proyecto ya que sirvieron como base fundamental de los principios teóricos, a continuación, detallares cada una de ellas y sus aportes:

Título	Objetivo	Metodología e implementación	Resultados
Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador para prótesis mioeléctrica de mano. (11)	Rediseñar y construir un prototipo de pinza, rotador y un sistema de transmisión tridigital para prótesis mioeléctrica de mano eficiente y optima. (11)	Observacional, retrospectivo, transversal y descriptivo. (11).	Se logro obtener avances del análisis dinámico de la pinza tridigital en conjunto, con un equipo interdisciplinario, con bases bibliográficas y procesos de manufactura.(11)
Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. (12)	Evaluar el comportamiento de las señales mioeléctricas en personas amputadas y diseñar un socket personalizado que permita el	Observacional, retrospectivo, transversal y descriptivo. (12)	Se obtuvieron los parámetros de control personalizado para los tipos de agarre y se confirmó que el mejor sistema de control y manejo de prótesis es el EMG. (12)

	acoplamiento a la prótesis. (12)		
Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres. (13)	Diseñar y construir un prototipo de prótesis robótica de mano que pueda realizar agarres pensiles a partir de ordenes efectuadas desde un sistema de mando. (13)	Investigación tecnológica, basada en la elección de diseños mecánicos de una mano. (13)	Se concluyó que el diseño de la interfaz del hardware/software permite conectar el prototipo de mano de manera eficaz. (13)
Diseño y control de prótesis impresa en 3D para extremidad superior empleando movimientos musculares. (14)	- Disminuir costo y tiempo que tarda en producir una prótesis funcional - Personalizar medidas de prótesis de los pacientes. (14)	Observacional, retrospectivo, transversal y descriptivo. (14)	Se concluyó que desarrollar una prótesis en impresión 3D, disminuye de manera efectiva el tiempo y costo de fabricación. (14)
Diseño Mecánico de un Prototipo de Prótesis Mioeléctricas Transradial. (15)	- Diseñar y fabricar un prototipo de prótesis que desarrolle la fuerza para coger y sostener objetos de hasta 500 gr, que pueda ser fabricada con materiales de la industria nacional. (15)	Retrospectivo, transversal y descriptivo. (15)	Se concluyó que el movimiento es similar al movimiento de los dedos índice y pulgar de la mano utilizando un mecanismo de un grado de libertad y un sistema de engranajes. (15)
MALKY: Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada. (16)	Diseñar, fabricar e implementar una prótesis funcional parcial de mano personalizada para un usuario específico, que le permita recuperar su autonomía. (16)	Se propone utilizar como metodología, lineamientos de la filosofía "Diseño centrado en el usuario". (16)	Se concluyó que, si es posible diseñar, fabricar e implementar una prótesis personalizada de mano el usuario realizo agarre cilíndrico y tipo de precisión. (16)
Diseño y Construcción de una Prótesis de Brazo Mecánico mediante impresión 3D. (17)	Diseñar, construir e implementar una prótesis mecánica del miembro superior derecho elaborada a base de impresión 3D. (17)	Investigación tecnológica, basada en la construcción de una prótesis. (17)	Se concluyó que a partir de los cálculos y diseños realizados en SolidWorks se puede construir una prótesis con cargas livianas. (17)

Desarrollo de una prótesis mioeléctrica de brazo de bajo costo, para un niño de un año de edad con el defecto congénito de brida amniótica. (18)	Identificar e implementar un sistema que identifique señales musculares estables en niños menores de un año que brinde funcionamiento adecuado a una prótesis mioeléctrica. (18)	Método experimental con dimensionamiento y plan de solución inductiva para el proceso de señales y accionamiento por medio de un servocontrolador. (18)	Se concluyó que la prótesis es funcional, reacciona en 2,3 segundos a las señales del niño y de 0,26 segundos a señales de un adulto. (18)
Desarrollo de una prótesis de bajo costo utilizando nuevas tecnologías de manufactura aditiva. (19)	Diseñar una prótesis tridimensional (3D) de miembro superior de bajo costo. (19)	Observacional, transversal y experimental. (19)	Se concluyó que el diseño es económico, pero no cumple todas las funciones, puede presionar botones, levantar y sujetar objetos cilíndricos. (19)
El impacto de la impresión 3D en la construcción de una prótesis de mano. (3)	Diseñar y construir una prótesis mecánica funcional y estética de mano impresa en 3D. (3)	Observacional, retrospectivo, transversal y descriptivo. (3)	Se concluyó que las prótesis con manufactura en Impresión 3D son más baratas y reducidas en tiempo de fabricación. (3)
Impacto funcional y psicosocial del uso de prótesis de bajo costo en impresión 3D en amputado unilateral de antebrazo. (20)	Evaluar el impacto funcional y psicosocial del uso de mano protésica manufacturada con impresión 3D. (20)	Observacional, transversal y experimental. (20)	Se concluyó que la prótesis es funcional y mejora la calidad de vida del usuario. (20)
Diseño y construcción de un prototipo electromecánico de prótesis transhumeral comandado por movimientos del brazo funcional. (21)	Diseñar, construir y experimentar una alternativa de prótesis electromecánica transhumeral para proveer al paciente de comodidad física y satisfacción psicológica. (21)	Observacional, retrospectivo, transversal y experimental. (21)	Se concluyó el control mediante un guante que manipule la prótesis de forma paralela que se desactive fácilmente, facilita la ejecución de diferentes tipos de agarre. (21)
Desarrollo y evaluación de	Identificar las características y las	Metodología integrada de	Se concluyó que la metodología

prótesis de etapas del proceso tecnologías de creada acorta el miembro superior de desarrollo de una manufactura digital (22). tiempo de fabricada con prótesis fabricada digital (22). fabricación, tecnologías de con tecnologías de desarrolla prótesis manufactura digital. (22) personalizada funcionales y digital. (22) estéticas. (22)

Desarrollo, construcción y pruebas de prototipo de prótesis automatizada por medio de sensores electromusculares. (23)	Realizar un prototipo de prótesis automatizada totalmente funcional activada por medio de sensores electromusculares con parámetros y medidas que se ajusten a la población. (23)	Observacional, retrospectivo, transversal y experimental. (23)	Se concluyó que la prótesis realiza diferentes agarres y sujeción adecuada para el usuario. (23)
Sistema electrónico para la realización de funciones básicas de la mano humana en prótesis de bajo costo para miembro superior. (24)	Mejorar el sistema electrónico que permita la realización de funciones básicas de la mano humana, en prótesis de miembro superior de bajo costo. (24)	Observacional, retrospectivo, transversal y experimental. (24)	Se concluyó que no se pueden replicar la totalidad de funciones de la mano y se puede implementar mejoras en las funciones desde una aplicación móvil. (24)

- En el artículo científico de Sánchez et al: "*Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador para prótesis mioeléctrica de mano*" los investigadores tienen como objetivos: Rediseñar y construir un prototipo de pinza tridigital para prótesis mioeléctrica de mano encaminada a mejorar la presión palmar y reducción del peso, rediseñar un prototipo de rotador para prótesis mioeléctrica de mano encaminada a mejorar las características del diseño, evaluar el sistema de transmisión de potencia de la prótesis en relación con su eficiencia y estudiar sistemas de transmisión de potencia alternos encaminados a mejorar las condiciones actuales. Se concluye que se puede obtener avances del análisis dinámico de la pinza tridigital en conjunto. (11)
- En el artículo científico de Torres et al titulado: "*Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior*" los investigadores

tienen como objetivos: evaluar el comportamiento de las señales mioeléctricas para personas que presentan amputaciones y diseñar un socket personalizado que permite el acoplamiento a la prótesis. Concluyeron que se pueden obtener los parámetros de control personalizado para los diferentes tipos de agarre y que el mejor sistema para el control y manejo de prótesis que trabajan con señales musculares se da mediante el sistema de EMG. (12)

- Según el informe de Quináyas titulado: “*Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres*” se tiene como objetivos: diseñar y construir un prototipo de prótesis robótica de mano que pueda realizar agarres pensiles a partir de ordenes efectuadas desde un sistema de mando, previo el tipo de materiales, sensores, actuadores, número de juntas, peso, dimensiones y funcionalidades, para realizar la construcción de un primer prototipo de prótesis activa robótica, funcional, de bajo costo y de fácil adaptabilidad. Se concluyó que el diseño de la interfaz del hardware/software permite conectar el prototipo de mano de manera eficaz, la realimentación sensorial y envía órdenes para realizar posturas de agarre como los agarres de pinza, cilíndrico, esférico, lateral y gancho. (13)
- El informe de Diaz titulado: “*Diseño y control de prótesis impresa en 3D para extremidad superior empleando movimientos musculares*” tiene como objetivos: disminuir costo y tiempo que tarda en producir una prótesis funcional y personalizar medidas de prótesis de los pacientes. Se concluyó que desarrollar una prótesis en impresión 3D, disminuye de manera efectiva el tiempo y costo de fabricación en comparación con las que actualmente se encuentra en el mercado. (14)
- En la tesis titulada: “*Diseño Mecánico de un Prototipo de Prótesis Mioeléctricas Transradial*” el investigador tiene como objetivo: diseñar y fabricar un prototipo de prótesis que desarrolle la fuerza necesaria para coger y sostener objetos de hasta 500 gr y que puede ser fabricado íntegramente utilizando técnicas y materiales disponibles en el ámbito industrial nacional. Se concluyó que el movimiento es similar al movimiento de los dedos índice y pulgar de la mano,

utilizando un mecanismo de un grado de libertad y un sistema de engranajes que permiten el movimiento coordinado de ambos dedos. (15)

- En la tesis titulada: "*MALKY: Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada*" se tiene como objetivo: diseñar, fabricar e implementar una prótesis funcional parcial de mano personalizada para un usuario específico, donde se plantea utilizar la impresión 3D como sistema de manufactura. Se concluyó que las prótesis parciales de mano son un tipo de producto que tiene que diseñarse a medida, y adaptarse a las características físicas y gustos personales del usuario, la prótesis cumple con los requerimientos definidos y el usuario pudo realizar agarre cilíndrico y agarre tipo de precisión. (16)
- En el artículo científico titulado: "*Diseño y Construcción de una Prótesis de Brazo Mecánico mediante impresión 3D*" se tiene como objetivo: diseñar, construir e implementar una prótesis mecánica del miembro superior derecho elaborada a base de impresión 3D. Se concluyó que, a partir de los cálculos y diseños realizados en SolidWorks, el prototipo obtenido cumple con la funcionalidad requerida, el mecanismo diseñado en los dedos para realizar la actividad de agarre sirvió para tomar cuerpos livianos y movimientos básicos sin mayor dificultad con la fuerza de prensión necesaria. (17)
- En el artículo científico titulado: "*Desarrollo de una prótesis mioeléctrica de brazo de bajo costo, para un niño de un año de edad con defecto congénito de brida amniótica*" se tiene como objetivos: implementar un sistema que identifique señales muscular estables en niños menores de un año que brinde funcionamiento adecuado a una prótesis mioeléctrica. Se concluyó que la prótesis es funcional, reacciona en 2,3 segundos a las señales del niño y de 0,26 segundos a señales de un adulto. (18)
- En el artículo científico titulado: "*Desarrollo de una prótesis de bajo costo utilizando nuevas tecnologías de manufactura aditiva*" se tiene como objetivo: diseñar una prótesis tridimensional (3D) de miembro superior de bajo costo. Tras un proceso experimental donde se escogió la mejor alternativa del material,

diseño, dimensiones y procesos de manufactura. Se concluyó que el diseño es una opción más económica, con la ventaja de personalización y acoplamiento a las necesidades del usuario, que, si bien no cumple todas las funciones de una mano, puede presionar botones, levantar y sujetar objetos cilíndricos. (19)

- En el artículo científico titulado: *“El impacto de la impresión 3D en la construcción de una prótesis de mano”* se plantea como objetivo: diseñar y construir una prótesis mecánica funcional y estética de mano impresa en 3, se realizaron en CAD y se concluyó que las prótesis costosas y no diseñadas de manera personalizada son del pasado ya que mediante el uso de la impresión en 3D estas son más baratas, livianas y de menor tiempo de fabricación. (3)
- En el artículo científico titulado: *“Impacto funcional y psicosocial del uso de prótesis de bajo costo en impresión 3D en amputado unilateral de antebrazo”* se tiene como objetivo: evaluar el impacto funcional y psicosocial del uso de mano protésica manufacturada con impresión 3D. Se concluyó que la funcionalidad de mano mostró un incremento de alrededor de 30% con los instrumentos aplicados, en la medición con el PIADS la competencia, autoestima y adaptabilidad, variaron hasta el máximo de 3 puntos para adaptabilidad, pero las prótesis son funcionales y ayudan a mejorar la calidad de vida del usuario. (20)
- En el artículo científico titulado: *“Diseño y construcción de un prototipo electromecánico de prótesis transhumeral comandado por movimientos del brazo funcional”* se tiene como objetivo: diseñar, construir y experimentar una alternativa de prótesis electromecánica transhumeral para proveer al paciente de comodidad física y satisfacción psicológica, mediante una nueva alternativa funcional de prótesis. Se concluyó que la construcción de una alternativa de prótesis con control relativamente sencillo mediante un guante que permite manipular la prótesis de forma paralela al comando de la extremidad superior funcional que puede ser desactivada fácilmente, facilita la ejecución de diferentes tipos de agarre, lo cual proporciona mayor comodidad al momento de realizarlas fuerzas de prensión necesaria. (21)

- En el artículo científico titulado: “*Desarrollo y evaluación de prótesis de miembro superior fabricada con tecnologías de manufactura digital*” se tiene como objetivo: identificar las características y las etapas del proceso de desarrollo de una prótesis fabricada con tecnologías de manufactura digital para ser replicada y adaptada en diferentes casos. Se concluyó que la metodología creada acorta el tiempo de fabricación, se desarrolló una prótesis parcial de mano personalizada que cumplió con los requerimientos de funcionalidad, estética y usabilidad. (22)
- En el artículo científico titulado: “*Desarrollo, construcción y pruebas de prototipo de prótesis automatizada por medio de sensores electromusculares*” se tiene como objetivo: realizar un prototipo de prótesis automatizada totalmente funcional activada por medio de sensores electromusculares analizada por parámetros y medidas que se ajusten a la necesidad de una población. Se concluyó que la prótesis realiza diferentes agarres y sujeción adecuada para el usuario. (23)
- En el informe de Gómez titulado: “*Sistema electrónico para la realización de funciones básicas de la mano humana en prótesis de bajo costo para miembro superior*” se tiene como objetivo: mejorar el sistema electrónico para realizar funciones básicas de la mano humana, mediante un aplicativo de smartphone utilizando el *bluetooth* en una prótesis de miembro superior de bajo costo. Se concluyó que no es fácil replicar la totalidad de las funciones de la mano, pero que se pueden realizar actividades complejas y útiles para el usuario. Se implementaron dos mejoras funcionales desde una aplicación móvil, función de tipeo y agarre. (24)

2.2 Bases teóricas

2.2.1 Evolución histórica de la prótesis

El área de las prótesis siempre ha estado en constante evolución, este tema tiene una larga data y se encuentra llena de diversas historias, desde sus inicios primitivos, el recorrido de los avances tecnológicos hasta el presente, hasta las simulaciones, ideas o prototipos que se piensan para el futuro. Todos esos

procesos que se encuentran dentro del campo siempre están en constante experimentación, todas pasan por un proceso de prueba y error, debido a ello es que van mejorando y van planteándose nuevos experimentos para una versión mejorada. (25)

El concepto de una pierna computarizada inicio entre el año 1500 a. C. y, desde entonces, ha estado en constante transformación. Ha habido muchas correcciones desde las primeras creaciones de prótesis que fueron la pata de palo y el gancho de mano, se ha mejorado a través del tiempo la fijación y el moldeado detallado de dimensiones. (25)

El inicio del campo de las prótesis se remonta a la época de los egipcios ya que ellos fueron los pioneros del área protésica. Pues fabricaban sus prótesis rudimentarias con fibras y su objetivo era satisfacer la sensación de “completitud” antes que funcionalidad. (25)

En 1858, se encontró en Capua, Italia, una prótesis de pierna de aproximadamente 300 a. C. Fue fabricada con hierro y bronce, y tenía un centro de madera; esta pertenecía a un amputado por desarticulación de la rodilla. En 424 a. C., el gran historiador y geógrafo griego Heródoto escribió sobre un persa condenado a muerte que se fugó de su celda tras cortarse su propio pie y sustituirlo por una plantilla protésica de madera para luego caminar 30 millas (48.28 km) hasta el próximo pueblo para conseguir su libertad. Asimismo, el sabio romano Plinio el Viejo (23-79 d. C.) escribió sobre el general romano de la Segunda Guerra Púnica (218-210 a. C.) él relata que este fue amputado del brazo derecho. Y para suplir su condición se le puso una mano de hierro tan solo para que pudiera sostuviera el escudo y al fin pudiera volver al campo de batalla. (25)

Pocos avances se encuentran en el área de las prótesis en la Alta Edad Media, ya que en este tiempo las personas solo se basaban en esconder sus falencias y no se enfocaban a sustituirlas, ya que si presentaban estas dolencias eran considerados personas inservibles o inválidas. (25)

En esta época solo los ricos podían acceder a tener prótesis funcionales que les ayudaban a cumplir con las pocas actividades cotidianas que realizaban, porque incluso los guerreros, solo podían contar con prótesis que cumplían dos funciones que eran sostener el escudo y subir al estribo del caballo para montar. Pero desde tiempos remotos la creación de estos dispositivos siempre requería de conocimientos de diversas áreas por ejemplo los armeros se encargaban de diseñar y los relojeros se encargaban de los resorte y engranajes internos para que estas puedan contar con funciones. (25)

En 1696, se desarrolló la prótesis por debajo de la rodilla sin mecanismo de bloqueo, el autor fue nada más y nada menos que el gran Pieter Verduyn y esta creación fue la base e inspiración de las más grandes creaciones actuales del campo con dispositivos articulados. (25)

En 1800, se diseñó un dispositivo protésico de pierna con madera, esta contaba con un encaje, una articulación de rodilla de acero y un pie articulado controlado por tendones de cuerda desde la rodilla hasta el tobillo, el autor de esta maravilla fue el londinense James Potts. Esta grandiosa creación se hizo muy famosa como la "Pierna de Anglesey" ya que fue hecha para el gran marqués de Anglesey, ya que perdió su pierna luchando en la batalla de Waterloo. Mas adelante en 1843, *Sir James Syme* descubrió un nuevo método de amputación que se daba a nivel del tobillo y así ya no comprometía parte de la pierna que hasta esa época se tenía la costumbre amputar hasta el nivel del muslo en caso de falencias. Esto fue un gran avance para el campo y de echo fue bien recibido en la población de amputados ya que les daba una mayor posibilidad de volver a caminar con una prótesis de pie en lugar de con una prótesis de pierna. (25)

En el año 1846, Benjamin Palmer mejoró la pierna Selpho que fue traída desde los EE.UU. por William Selpho, este le agregó un resorte anterior, para así brindarle un aspecto suave de caída y solía esconder los tendones para simular un movimiento natural. (25)

En 1858 Douglas Bly creó y patentó la primera pierna anatómica, que fue reconocida como “el invento más completo y exitoso desarrollado alguna vez en el área de las extremidades artificiales”. Después de ello, en 1863, Dubois Parmlee inventó la primera prótesis con diseño avanzado ya que contaba con un encaje de succión, una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado. Ya en 1868, Gustav Hermann dijo que el uso de aluminio a cambio del acero en los dispositivos protésicos haría que estas sean mucho más livianas y funcionales. Pero todo esto se desarrolló todavía en el año 1912, cuando el gran aviador Marcel Desoutter, debido a que perdió su pierna en un accidente aéreo elaboró la primera prótesis de aluminio con la ayuda de su hermano Charles, que era ingeniero, y desde ese entonces este cambio ha ido revolucionando en cuanto a creaciones y prototipos mejorándose así unas a otras, pero a su vez poniendo la limitante del precio alto si se quiere adquirir. (25)

2.2.2 Situación actual de discapacidad

2.2.2.1 Situación actual de discapacidad a nivel internacional

En el mundo, alrededor del 15 % de la población mundial (1000 millones de personas) padece algún tipo de discapacidad, entre 110 y 190 millones de personas tienen grandes dificultades para realizar alguna actividad. (26)

En América Latina existen alrededor de 85 millones de personas con algún tipo de discapacidad. En los años futuros, la discapacidad será un motivo de preocupación aun mayor, pues su prevalencia está aumentando. (27)

En el Perú según el censo del 2017, la población que declaró tener alguna discapacidad, es decir, “alguna dificultad o limitación permanente que le impide desarrollarse normalmente en sus actividades diarias”, alcanza la cifra de 3 millones 209 mil 261 personas, que representan el 10,3 % de la población del país, de los cuales el 59,2 % presenta la limitación motora, es decir, dificultad para moverse y/o usar brazos. (9)

Gran parte de este grupo de personas está incluida debido a causas de accidentes laborales que terminaron en amputaciones, según “EsSalud en el año 2004, comunicó que 13 693 casos de accidentes de trabajo, existiendo un subregistro de 46 %, es decir, el sector formal estaría bordeando los 19 000 casos. Si a esta cifra sumamos el 60% representado por el sector informal, la cifra llegaría a 50 000 casos, o 135 casos diarios de persona amputadas”. (10)

2.2.2.2 Situación actual de discapacidad a nivel nacional

En Perú, el 5,2% de la población (1 millón 575 mil 402 personas) padecen de algún tipo de discapacidad o limitación física y/o mental. Esta condición afecta, en mayor proporción, a la población de 65 y más años (50,4 %) y de 15 a 64 años (41,3 %). (9)



Figura 1. Personas con alguna discapacidad por sexo y grupos de edad 2012
Tomado del Instituto Nacional de Estadística e Informática

Los tipos de limitación más frecuentes en la población con discapacidad son las dificultades para moverse o caminar y/o para usar brazos o piernas (59,2 %) y las de tipo visual (50,9 %) (9)

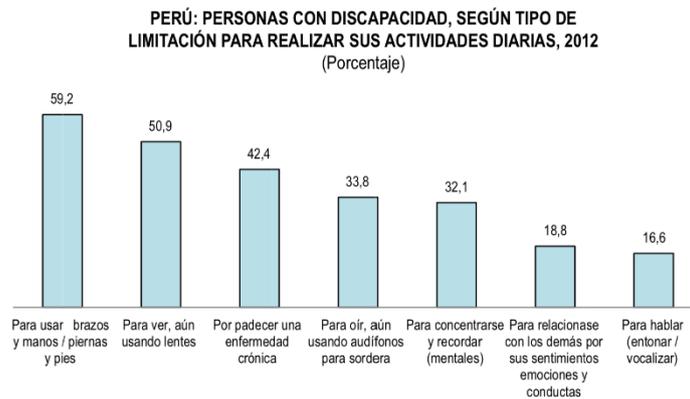


Figura 2. Personas con discapacidad, según tipo de limitación para realizar sus actividades diarias, 2012

Tomado del Instituto Nacional de Estadística e Informática

2.2.2.3 Estructura del brazo

2.2.2.3.1 Anatomía del brazo

La anatomía del brazo es compleja y funcional, esta se divide en tres partes, las cuales son:

2.2.2.3.2 Brazo

El brazo es la extremidad superior del cuerpo humano que ayuda a realizar las actividades cotidianas a la persona, esta se comprende desde el hombro hasta los dedos y/o parte del hombro al codo de manera específica en terminología anatómica médica.

Húmero: hueso largo, par, no simétrico, presenta, como todos los huesos largos, un cuerpo y dos extremidades (superior e inferior). Cuerpo casi rectilíneo, parece retorcido sobre su eje, irregularmente cilíndrico en su parte superior, es prismático triangular en su mitad inferior. De aquí que presente tres caras y tres bordes. (28)

Se distinguen en externa, interna y posterior.

- La cara externa, presenta un poco por encima de su parte media, la impresión deltoidea o V deltoidea (para el deltoides en su labio superior, y el braquial anterior en su labio inferior). (28)
- La cara interna es, por lo general, lisa, excepto en su tercio superior, en el cual

se ve una impresión rugosa para el coracobraquial; en su parte media, el agujero nutricio del hueso. (28)

- La cara posterior es recorrida por un canal oblicuo hacia abajo y afuera, llamado canal de torsión (para el nervio radial y la arteria humeral profunda). Por encima del canal se inserta el vasto externo; por debajo, el vasto interno (28)

Bordes:

Se distinguen en anterior, externos e internos.

- El borde anterior (línea áspera), rugoso por arriba, obtuso y redondeado por abajo, se bifurca en su parte inferior para englobar la cavidad coronoides. (28)
- El borde externo y el borde interno, más acentuados por abajo que por arriba, sirven de inserción a los dos tabiques intermusculares. El externo está interrumpido por el paso del canal de torsión. (28)

Funciones del húmero:

El hueso húmero contribuye en el apoyo y la capacidad de movimiento de la parte superior del brazo por medio de articulaciones, producen los movimientos del hombro y del codo. (28)

- Articulación del hombro: la articulación del hombro se forma cuando la cabeza del húmero se articula con la cavidad glenoidea de la escápula. Tal articulación comprende al labrum glenoideo el cual esta fortalecido por los ligamentos glenohumerales, el ligamento coracohumeral y el ligamento humeral transverso. (28)
- Articulación del codo: conocida como el cóndilo del húmero, el cual se articula con la cabeza del radio y la tróclea del húmero se articula con la escotadura troclear del cúbito. Está conformada por dos articulaciones en las cuales interviene el hueso húmero tales como la articulación humerocubital la cual será morfológica y ejercerá funciones trocleares y la articulación humerorradial, cuya morfolología será condílea y su función troclear. (28)



Figura 3. Huesos del húmero con sus partes
Tomado de Netter, Atlas de Anatomía

2.2.2.3.3 Antebrazo:

El antebrazo es una parte del brazo entre el codo hasta la muñeca.

Cúbito: hueso largo, par, no simétrico, encorvado ligeramente por delante en su extremo superior, e inclinado hacia fuera en su extremo inferior para acercarse al radio. Se estudian en él un cuerpo y dos extremidades: superior e inferior, su volumen disminuye de arriba a abajo. Es prismático triangular, presenta tres caras y tres bordes. Se distinguen en anterior, posteriores e internas. La cara anterior está excavada en canal en su parte superior (para el flexor profundo). (28)



Figura 4. Huesos del cúbito
Tomado de Netter, Atlas de Anatomía

Radio: es un hueso largo, par y no simétrico, situado por fuera del cubito, en la parte externa del antebrazo. Como en todos los huesos largos, el radio consta de un cuerpo y dos extremos, superior e inferior.

Cuerpo: presenta una curvatura externa generalmente poco pronunciada y otra interna de concavidad mirando al cubito, mucho más acentuada. Tiene una forma prismática triangular, constando de tres caras y tres bordes. (28)

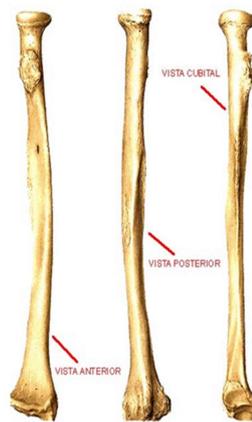


Figura 5. Hueso del radio
Tomado de Netter, Atlas de Anatomía

2.2.2.3.4 Mano

Es la parte del brazo que está unida a la extremidad del antebrazo, comprende desde la muñeca hasta la punta de los dedos. (28)

El esqueleto de la mano se compone de 27 huesos, divididos en tres grupos:

- Carpo: conjunto de huesos cortos que forman lo que llamamos “talón de la mano”. Es la parte más rígida y sostiene el peso. Estos huesos están separados en dos hileras. En la 1° hilera, es decir, en la que se encuentra más cercana a la muñeca, tenemos el escafoide, semilunar, piramidal y pisiforme; mientras que en la segunda hilera tenemos el trapecio, el trapecoide, el hueso grande y el ganchoso. (29)

- Metacarpo: formado por 5 huesos largos en miniatura. Lo conocemos como palma o dorso de la mano. (28)
- Falanges: Las llamamos dedos. Depende de que falange estemos hablando, la cantidad de huesos varían. (28)

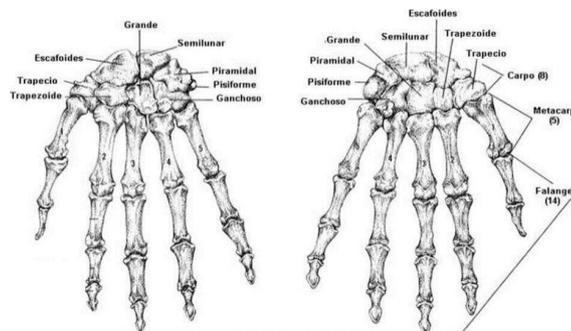


Figura 6. Huesos de la mano
Tomado de Netter, *Atlas de Anatomía*

2.2.2.4 Fisiología del brazo

Los músculos del brazo o músculos del miembro superior son todos aquellos que se insertan en los huesos de las extremidades superiores con el fin de darles movilidad. El miembro superior del ser humano es la parte del cuerpo con la gama más amplia de movimientos. Esta característica le permite al ser humano realizar desplazamientos simultáneamente en las tres dimensiones, de allí que se necesiten gran cantidad de músculos actuando de manera sinérgica para lograr tal amplitud de movimientos, todos estos extremadamente precisos. (29)

Los músculos del miembro superior se pueden dividir según sus características morfológicas en dos grandes grupos: los músculos cortos (por lo general planos) y los músculos largos (más gruesos).

Por otra parte, según su posición anatómica respecto a los huesos, se dividen en músculos del compartimento posterior (orientados hacia el dorso de la mano) y del compartimento anterior (hacia la palma de la mano). (29)

Función de los músculos cortos:

Estos músculos son los que van de la escápula y la cara anterior del tórax hacia el primer hueso de la extremidad superior, conocido como húmero. Su función principal es mantener unido el brazo a la cintura escapular, además de producir ciertos movimientos muy específicos de la articulación del hombro. (29)

Función de los músculos largos

Los músculos largos son los responsables de la mayor parte de los movimientos del brazo, antebrazo y mano. Según trabajen de manera agónica o antagónica, logran la flexión, rotación interna, rotación externa, extensión y circunducción del brazo. Son los músculos que más se entrenan en el gimnasio, ya que son proclives a adquirir mucho volumen y generar bastante fuerza, algo muy deseable entre las personas que quieren lucir una figura atlética y saludable. (29)

La anatomía del cuerpo es muy diversa, esto debido a las funciones que ellas cumplen; por ejemplo el brazo posee músculos de mayor tamaño debido a que se encuentran más proximales al cuerpo y sostiene la mayor carga al momento de coger cualquier objeto para así brindar mayor estabilidad al cuerpo, por lo contrario los músculos del antebrazo son más cortos ya que se basan principalmente en la resistencia, mas no en la estabilización del cuerpo y tienen a tener mayor volumen, ahora si nos referimos a dimensiones esto es muy variable, ya que dependen de la genética, estilo de vida y alimentación de las personas. (29)

2.2.2.5 Amputaciones

El término “nivel de amputación” describe el sitio por el que se amputa una parte del cuerpo. Junto a otros factores, el nivel de amputación se utiliza para elegir una prótesis adecuada para cada caso. El médico determina el nivel de amputación antes de la operación, y este se basa en la causa que hace necesaria la misma. En el caso de una intervención quirúrgica planificada, normalmente se consulta también a un técnico ortopédico para determinar el nivel de amputación más favorable para la rehabilitación y posterior adaptación de una prótesis. Hay varios

niveles y tipos de amputaciones parciales en la mano. (25) Principalmente se dividen en:

- Transfalángica: amputación que se da a través de uno o más dedos de la mano. El o los dedos puede estar amputado en su totalidad o parcialmente, siempre y cuando no se afecten otras estructuras de la mano. (25)

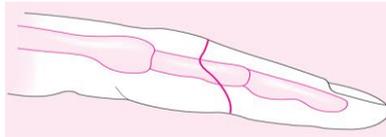


Figura 7. Amputación trasfalángica
Tomado de Salvador Martínez Dubois

- Transmetacarpiana: amputación parcial de la mano que se da por medio del metacarpo (por el medio de la palma de la mano). La cantidad de dedos afectados puede variar en cada caso. (25)



Figura 8. Niveles de amputación de la mano
Tomado de Salvador Martínez Dubois

- Amputación transradial: amputación que se realizará por medio del hueso del radio (en medio del antebrazo). En este nivel de amputación el amputado conserva su articulación de codo. (25)

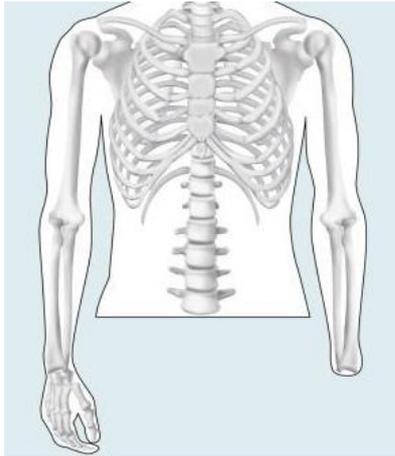


Figura 9. Amputación transradial
Tomado de Salvador Martínez Dubois

- Amputación transhumeral: amputación que se realiza por medio del hueso del humero, (en medio del brazo). En este nivel de amputación el amputado conserva su hombro más no su codo. (25)

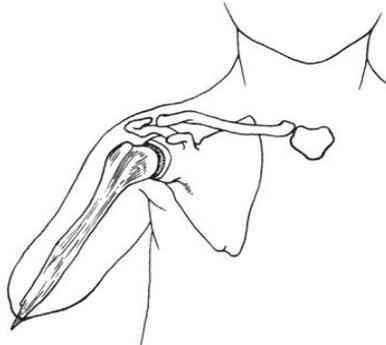


Figura 10. Amputación transhumeral
Tomado de Salvador Martínez Dubois

- Interscapulotorácica: amputación donde el brazo es removido en su totalidad junto a una parte del tórax. (25)

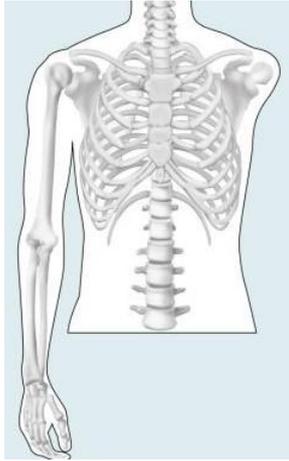


Figura 11. Amputación interscapulotoraxica
Tomado de Salvador Martínez Dubois

2.2.3 Prótesis de miembro superior

2.2.3.1 Prótesis estéticas

Las prótesis estéticas, conocidas como prótesis pasivas, no tienen movimiento y solo cubren el aspecto estético del miembro amputado, en la fabricación de las mismas se emplean polímeros como PVC rígido, látex flexible o silicona, estos materiales son empleados por ser más livianos y requieren de menos mantenimiento, ya que no disponen de piezas móviles, como se observa en la ilustración 12. Además de poseer un costo elevado, se desgasta a paso acelerado, teniendo como consecuencia una baja comercialización en el mercado. (4)

Este tipo de prótesis tiende a ser la elección de las personas que se encuentran en el rubro de trabajo de oficina debido a la alta similitud que tiene al brazo humano, mientras más parecida al brazo humano, mayor es el precio de ella. Hay usuarios que priorizan la estética antes que la funcionalidad, es por ello que existen este tipo de prótesis ya que cubren esas necesidades, el desarrollo de esta basada en las características propias del usuario que incluye la toma de moldes contralaterales y la personalización de ella, con ella esta puede llegar a tener una dimensión casi igual a la mano que aún conserva. (4)

Este tipo de prótesis, a nivel psicológico, desde las primeras décadas fue una ayuda potencial debido a que físicamente la persona al verse se sentía completa y psicológicamente ayudaba a controlar el síndrome del miembro fantasma ya que

llegaba a engañar la sensación de ausencia y ansiedad que esta generaba por distintos estímulos. (4)



Figura 12. Prótesis estética
Tomado de Ortopedia Jens Muller

2.2.3.2 Prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas cumplen funciones básicas como la apertura y cerrado de la mano, están limitadas al agarre de objetos grandes y movimientos imprecisos, la señal mecánica es obtenida por medio de la articulación del codo o hombro, como se muestra en la ilustración 13, como soporte este se implementa con un arnés colocado en la espalda el cual generará la movilidad de la prótesis a través de una liga que ejerce una presión para que se realice finalmente el movimiento que al generarle tensión, básicamente cumple la función de cerrado, sujetando así algún objeto necesario que desea manipular. Y al dejar de realizar esta tensión tiene a abrir la parte de la mano de la prótesis. (4)

Este tipo de prótesis es la más comercializada en el mercado nacional, debido a que cumple las acciones primordiales para realizar una vida cotidiana que mejora la calidad de vida, el objetivo principal de esta prótesis es suplir las limitaciones que se presentan a la hora de perder un brazo, para así poder realizar la mayor cantidad de acciones que necesite realizar durante el día. (4)

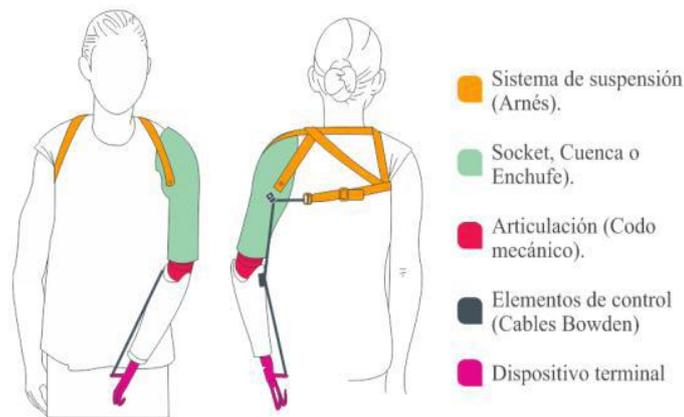


Figura 13. Prótesis mecánica
Tomado de Ortopedia Jens Muller

2.2.3.3 Prótesis mioeléctricas

Las prótesis mioeléctrica son en la actualidad una de las de mayor aplicación en el mundo, ya que brindan un mayor grado de estética y un elevado porcentaje de precisión y fuerza, basándose en la obtención de señales musculares las mismas que son obtenidas mediante el uso de electrodos que permiten la extracción de la señal que es amplificada, procesada y filtrada al control para el manejo de la prótesis. (4)

Este tipo de prótesis es considerado la más popular en cuanto a esquema de control se refiera ya que el sistema mioeléctrico es el más elegido. Su funcionamiento está basado en la contracción y relajación que el musculo tiende a hacer cuando realiza cualquier función, en ese preciso momento emite pequeñas señales eléctricas que son detectadas por el EMG que lo trasforma en movimientos para este tipo de prótesis. (4)

El sensor EMG es básicamente un sistema de electrodos que está en contacto directo con la superficie de la piel en donde capta las señales que emiten los músculos con la finalidad de generar un movimiento. En la Ilustración 14 tenemos las partes de la prótesis mioeléctrica. Teniendo como finalidad una adaptación rápida. (4)

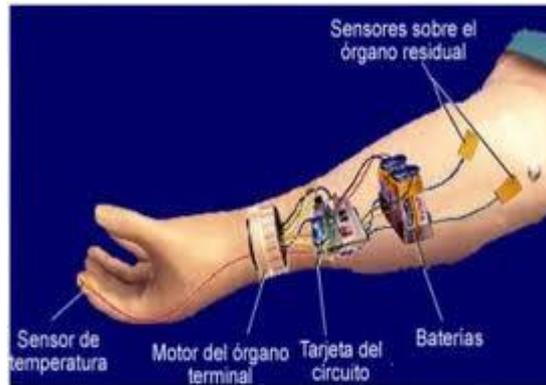


Figura 14. Prótesis mioeléctrica
Tomado de Ortopedia Jens Muller

2.2.3.4 Neuroprótesis

Son prótesis que se conectan con el cerebro, mediante una implantación de electrodos en la corteza motora, estos dispositivos captan las señales neuronales eléctricas que se emiten hacia los músculos amputado cuando la persona quiere realizar una supuesta acción determinada, estas señales finalmente se aprovechan y son transformadas en movimientos para ejercer funciones en la prótesis que va a remplazar al miembro perdido. (5)

Es un proceso ampliamente complejo y aparte de ello, debe ser realizado con personal altamente calificado ya que se tiene que realizar una intervención de riesgo moderado, el costo de ella por el mismo echo de su complejidad suelen ser más alta, pero en cuanto a su sensibilidad y especificidad, son las más funcionales y rápidas. (5)

Tiente a demorar un poco más de tiempo en cuanto a la adquisición debido a que tienen que pasar por diversos procesos, en primera instancia una pre evaluación para ver el estado neuromuscular del usuario, seguido de un análisis medico completo en cuanto al estado de las personas, así mismo la construcción y finalmente el proceso de implantación y adaptación al sistema. (5)



Figura 15. Neuroprótesis
Tomado de CALTECH – Universidad de California USC

2.2.3.5 Prótesis híbridas

La prótesis híbrida tiende a combinar acciones del cuerpo con accionamientos eléctricos en un solo dispositivo. La mayoría de las prótesis híbridas son más útiles para usuarios que tienen amputaciones o deficiencias a nivel transhumeral (arriba del codo), ese tipo de dispositivos emplean con frecuencia la articulación del codo y con la ayuda de un dispositivo ubicado en la zona terminal controla de forma mioeléctrica las funciones a realizar. (6)

Se desarrollará la prótesis híbrida, debido a que combinará la acción del cuerpo a través del sensor infrarrojo, el cual tendrá lecturas de las crestas musculares con el accionamiento de los actuadores, los cuales se ubicarán en la parte anterior del antebrazo. Dentro del dispositivo terminal se captarán las crestas musculares que se ocasionan al momento de generar una contracción muscular para finalmente ser transformada en funciones mediante el sistema. (6)

La prótesis a desarrollar se encuentra en la categoría de prótesis híbrida debido a que difiere en cuanto al sensor para la obtención de señales, de la prótesis mioeléctrica que se caracteriza por llevar un sensor EMG. Este tipo de prótesis tiende a combinar tanto el componente mecánico, electrónico y estético ya que son los aspectos primordiales que todo usuario en estado de discapacidad busca suplir.

En la Ilustración 16 se puede observar a mayor detalle todas las partes de la prótesis híbrida. (6)



Figura 16. Prótesis híbrida
Centro ortopédico tecnológico

2.2.4 Técnicas e instrumentos de fabricación

Dentro de las técnicas e instrumentos de fabricación se utilizará la impresión 3D y escáner 3D que se detallan a continuación.

2.2.4.1 Impresión 3D

La impresión 3D es una nueva tecnología, la cual facilita y acerca al desarrollo de nuevas invenciones. También es conocida como manufactura por adición, este es un proceso por el cual se crean objetos físicos colocando un material por capas en base a un modelo digital. Todos los procesos de impresión 3D requieren que el software, el hardware y los materiales trabajen en conjunto. La tecnología de impresión 3D puede utilizarse para crear todo tipo de cosas, desde prototipos y piezas simples hasta productos finales altamente técnicos, como piezas para aeronaves, edificios ecológicos, implantes médicos que pueden salvar vidas e incluso órganos artificiales que se producen con capas de células humanas. (7)

Tienden a usar distintos softwares para sus procesos, los más resaltantes dentro de ellos son:

- Fusión 360: que es un software CAD, CAM y de circuitos impresos de modelado 3D basada en la nube de diseño y la manufactura de productos, donde se puede diseñar y proyectar objetos garantizando un buen ajuste, estética, forma y función, asimismo reduce el impacto en el cambio de diseño garantizando así la viabilidad de la manufactura y te permite editar características existentes mediante el modelado con el que cuenta. (7)
- Netfabb: ofrece un conjunto de herramientas completo para el diseño y la implementación para manufactura por adición. Optimiza los flujos de trabajo ya que importa, tiene una biblioteca de modelos, orienta y ahueca objetos para conseguir el diseño más acertado y automatiza los procesos en torno a la preparación para la impresión 3D ya que Identifica y compensa los posibles errores de construcción a través de la simulación de procesos de adición de metales por deposición directa de energía (DED) y fusión de lecho de polvo (PBF). (7)
- TINKERCAD: es una aplicación web gratuita y fácil de usar que proporciona a la nueva generación de diseñadores e ingenieros las habilidades básicas para la innovación: diseño 3D, electrónica y codificación. (7)

Acerca del material de impresión las impresiones 3D cuentan con una amplia gama de materiales dentro de los cuales se encuentran los siguientes:

- Ácido poliláctico, o PLA: biodegradable, producido a partir de almidón de maíz y caña de azúcar, es un material de impresión 3D preferido porque es más sostenible que la mayoría de los otros materiales. También conduce a productos más robustos en general. El PLA es el material más barato para la impresión 3D y se utiliza tanto en el hogar como en proyectos industriales más grandes. (7)

- Poliamida: es una opción muy extendida para la impresión 3D, tanto en el hogar como en la industria, porque es muy variada. Es barato, incluye piezas interconectadas y entrelazadas, y se puede pintar y teñir. (7)
- Plástico de alcohol polivinílico o PVA: se usa con cierta frecuencia porque es de bajo costo y el material de elección para muchas impresoras domésticas que se usan más para jugar. En general, carece de resistencia, pero es una opción decente para artículos que no se usan con frecuencia y para aquellos que son nuevos en la impresión 3D. (7)
- Acrilonitrilo butadieno estireno o ABS: Los fabricantes se inclinan por el ABS porque ofrece resistencia a través de filamentos con forma de pasta. A veces se lo conoce como plástico Lego, viene en una variedad de colores y es ideal para la impresión 3D en el hogar. (7)

Tras un análisis de los materiales a emplearse, se considerará el PLA, debido al uso que tiene en la industria médica, es un derivado del almidón lo cual hace que sea ecológico además de su compatibilidad con la piel humana, ya que no genera efectos adversos al contacto con ella. (7)



Figura 17. Impresión 3D de la mano

2.2.4.2 Escáner 3D

El escáner 3D es un dispositivo que toma datos de un objeto cualquiera y lo convierte en un modelo 3D, que luego puedes imprimir o usar para lo que quieras. Posee un diverso rango de aplicativos ya sea en el diseño industrial y la manufactura. Habitualmente es utilizado en varios procesos y etapas del desarrollo de diseño de productos, así también es empleada durante la implementación, esta herramienta tan útil como es el escaneo 3D acelera de manera significativa el flujo de trabajo, haciendo así más fácil la obtención de los datos requeridos, para finalmente crear soluciones de capturas automatizadas a la medida. (8)

La exportación de los modelos 3D hacia programas como el CAD y CAM se realizan sin inconvenientes, ya que esta permite a los usuarios conducir diversos tests de control de calidad, adquirir las medidas necesarias y otros datos necesarios para la ingeniería inversa, integración de objetos y más. Esta tecnología será considerada para la obtención de las medidas antropométricas del muñón, así como el del brazo que se conserva para el dimensionamiento de la prótesis. (8)

2.2.4 Metodologías VDI

2.2.4.1 VDI 2221

El modelo VDI 2221 enfoca sus actividades en la búsqueda de soluciones, con el fin de obtener la información precisa para el desarrollo de un diseño eficaz, que permita desarrollar un prototipo que satisfaga en su totalidad las necesidades requeridas. El diseño se detalla y tiende a tener una participación importante en el diseño final, cuenta con un proceso de varias etapas las cuales son las siguientes: (35)

1. Investigación: dentro de la etapa de la investigación se tomó como prioridad la lista de requerimientos del usuario y antecedentes de prótesis ya existentes. Unas de ellas fueron costo, funciones, estética, acceso, diseño, ergonomía, tiempo de fabricación y proceso de fabricación. (35)
2. Organización: en esta etapa se desarrolló el plan de proceso de manufactura teniendo en cuenta la lista de requerimientos. Se siguió una secuencia que partió

desde lo más básico que fue la clasificación de materiales, seguido del diseño del brazo realizado en SolidWorks, elaboración y fijación de partes de la placa electrónica, montaje de las partes electrónicas, elaboración del acople, fijación de las partes mecánicas y estructura y finalmente el proceso de pruebas (35).

3. Diseño: en esta etapa se planteó tres ideas de diseños con diversos componentes que cumplen las mismas funciones, pero con distintas funciones, tamaños y precios. (35)
4. Prueba: en esta etapa se llevaron a cabo las pruebas de función del prototipo, donde se trabajó en base a prueba y error llegando así por medio de estas experiencias a establecer funciones necesarias que fueron requeridas desde primeras instancias por el usuario, para así poder satisfacer sus necesidades y brindar una mejora en su calidad de vida. (35)

2.2.4.2 VDI 2225

La VDI 2225 es un método de ayuda que facilita la decisión de optimizar los costes al mínimo. A lo largo del proceso, la importancia de los primeros diseños es realizados en base a los objetivos, para así de esta forma, tener la certeza de escoger el diseño más óptimo. A continuación, se detallarán las características más importantes para el diseño: (36).

1. Fijación del diseño: se basó en los criterios básicos con los cuales debe de contar el dispositivo estos se basaron en la función, forma, diseño, seguridad, fabricación, montaje, uso y mantenimiento. (36)
2. Número de husillos empleados: este cuadro se puede observar a mayor detalle en el capítulo IV, específicamente en el Plan Técnico, en el cual se plantean 3 soluciones donde la solución número 3 obtuvo el mayor puntaje que se representó con 81. (36)
3. Mecanizado: este cuadro se puede observar a mayor detalle en el capítulo IV, específicamente en el Plan Económico, donde se tomaron como criterios de evaluación el diseño, fabricación, transporte, mantenimiento, costos y planos,

previas evaluación la solución número 3 llegó a obtener el mayor puntaje representado con un 53. (36)

Finalmente, mediante este método se concluye finalmente que la solución 3 es la mejor opción a implementar.

2.3 Definición de términos básicos

2.3.1 Amputación

Según el libro de Enfermería, es el procedimiento por medio del cual se extirpa una parte del cuerpo, de un miembro o parte de él a través de uno o más huesos. (37)

2.3.2 Autonomía

Es la facultad de la persona que puede obrar según su criterio, con independencia de la opinión o deseo de otros. (9)

2.3.3 Biomédica

Desarrolla tecnologías y sistemas biomédicos, con el objetivo básico de lograr un mejoramiento sistemático en los seres vivos, de una forma creativa, dinámica y competente para resolver los problemas relacionados con la medicina. (10)

2.3.4 Discapacidad

Es un término general que abarca las deficiencias, las limitaciones de la actividad y las restricciones de la participación. (26)

2.3.5 Funcionalidad

Es lo que un sistema puede hacer, probar la funcionalidad significa asegurar que el producto funciona tal como estaba especificado. (11)

2.3.6 Mecanismos

Conjunto de piezas o elementos que ajustados entre sí y empleando energía mecánica hacen un trabajo o cumplen una función. (12)

2.3.7 Mioeléctrica

Es un complejo sistema electrónico capaz de responder a los impulsos eléctricos enviados por el cerebro para el movimiento muscular. (13)

2.3.8 Polímero

Son macromoléculas compuestas por una o varias unidades químicas (monómeros) que se repiten a lo largo de toda una cadena. (14)

2.3.9 Prótesis

Dispositivo de aplicación externa que se usa para reemplazar total o parcialmente una parte de un miembro ausente o deficiente. (26)

2.3.10 Prototipo

Es el primer ejemplar que se fabrica de una figura, un invento u otra cosa, y que sirve de modelo para fabricar otras iguales, o realizar mejoras. (15)

2.3.11 Sensor

Es un dispositivo que capta magnitudes físicas. (16)

2.3.12 Transradial

Nivel que se comprende 3-4 centímetros superior a la muñeca, lugar donde termina la arteria radial. (17)

2.3.13 Neuroprótesis

Es un tipo de prótesis que mediante electrodos implantados en el cerebro cumplen determinadas funciones que se quieren reemplazar de un miembro perdido. (5)

CAPÍTULO III METODOLOGÍA

3.1 Metodología aplicada para el desarrollo de la solución

3.1.1 Método de la Investigación

3.1.1.1 Método general o teórico de la investigación

La investigación es de tipo tecnológica y la metodología de diseño utilizada dentro del desarrollo está en base a la Norma VDI2221, según Niguel Cross define metodología de diseño como “El estudio de los principios, prácticas y procedimientos de diseño en un sentido amplio. Su objetivo central está relacionado con el cómo diseñar, e incluye el estudio de como los diseñadores trabajan y piensan; el establecimiento de estructuras apropiadas para el proceso de diseño; el desarrollo y aplicación de nuevos métodos, técnicas y procedimientos de diseño; y la reflexión sobre la naturaleza y extensión del conocimiento del diseño y su aplicación a problemas de diseño”. (20)

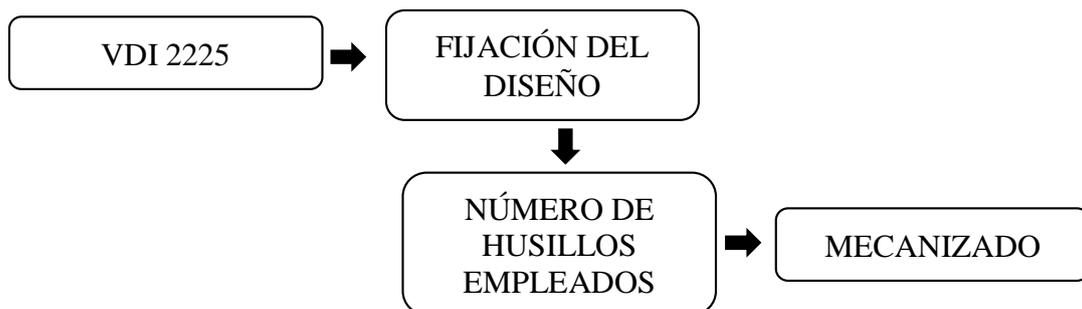


Figura 18. Norma VDI2225

3.1.1.2 Método específico de la investigación

La prótesis biomédica transradial de bajo costo tiene un modelo prescriptivo el cual cuenta con un patrón de actividades de diseño y pautas para desarrollar cada una de las fases y etapas del proceso. (47) Este prototipo fue diseñado de manera virtual en el programa Autodesk Inventor, en donde se pudo ensamblar y realizar simulaciones de algunas funciones. Todo el proceso de fabricación digital pasa a un estado físico mediante la impresión 3D, el diseño tomo como referencia la morfología de un brazo humano en cuanto a dimensiones y funciones se refiere.

3.1.2 Propuesta del diseño de prototipo tecnológico

A partir de las necesidades que se deseaban cubrir se plantearon tres posibles soluciones las cuales se detallan en el capítulo IV. Que según la Norma VDI2221, se dividieron en dos partes, la primera, según requerimientos del usuario, mediante la metodología de despliegue de la función de calidad (QFD), caja negra y transparente, y la antropometría que se pudo plasmar mediante métodos académicos como el modelado de la mano en yeso para una mayor precisión; y la segunda que fue el traspaso de los datos físicos, a datos virtual. (47)

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS Y DISEÑO DE LA SOLUCIÓN

4.1 Identificación de requerimientos

La lista de requerimientos está diseñada a partir de la anatomía y las funciones que realiza el brazo específicamente la parte de la mano de forma natural, esta ayudo a diseñar y mediante un programa virtual se simulo el funcionamiento que poseerá.

Tabla 1. Lista de exigencias

LISTA DE EXIGENCIAS			EDICIÓN: REV 1
PROYECTO	“DESARROLLO DE PRÓTESIS BIOMÉDICA DE BAJO COSTO”		FECHA: 29/10/2018 ELABORADO: Jose Alexis del Aguila Ramos
FECHA (CAMBIOS)	DESEO O EXIGENCIA	DESCRIPCIÓN	RESPONSABLE
05/07/20	E	Dimensiones: Similares al de un brazo humano.	Jose Alexis del Aguila Ramos
05/07/20	E	Material: <ul style="list-style-type: none"> • cartucho de PLA 	Jose Alexis del Aguila Ramos
05/07/20	E	Sensores: <ul style="list-style-type: none"> • Sensor infrarrojo 	Jose Alexis del Aguila Ramos

05/07/20	E	Peso: El peso de la prótesis de brazo será de 850 gramos.	Jose Alexis del Aguila Ramos
05/07/20	E	Funciones: 5 funciones de mano (pinza fina. , pinza gruesa, agarre, enganche, sujeción)	Jose Alexis del Aguila Ramos
05/07/20	E	Energía: Batería que dure 12 horas	Jose Alexis del Aguila Ramos-
05/07/20	E	Estética: Revestimiento con silicona personalizada con el color de la propia piel del usuario	Jose Alexis del Aguila Ramos
05/07/20	D	Clima de trabajo: El aparato podrá ser manipulado en los diferentes ambientes como Costa, Sierra y Selva	Jose Alexis del Aguila Ramos
05/07/20	E	Tiempo de duración: El aparato está diseñado para trabajar durante 3 años.	Jose Alexis del Aguila Ramos
05/07/20	E	Modo de trabajo: Fácil, cómodo y rápido.	Jose Alexis del Aguila Ramos
05/07/20	D	Mantenimiento: El aparato podrá ser desarmado, lo cual permitirá una mejor manipulación a la hora de realizar mantenimientos por el mismo personal.	Jose Alexis del Aguila Ramos
05/07/20	D	Accesorios: Los accesorios y repuestos se pueden conseguir con gran facilidad a bajos costos.	Jose Alexis del Aguila Ramos
05/07/20	E	Manipulación: La manipulación del sistema debe ser sencillo y no implicar alto esfuerzo físico.	Jose Alexis del Aguila Ramos

05/07/20	D	Precio: El precio de la prótesis sea accesible a las personas que cuenten con economía baja.	Jose Alexis del Aguila Ramos
----------	---	---	---------------------------------

05/07/20	E	Ergonomía: Mayor rendimiento en el trabajos sin mucho esfuerzo ni tiempo, optimizando el lugar de trabajos para una mejor explotación.	Jose Alexis del Aguila Ramos
----------	---	---	---------------------------------

4.2 Análisis de la solución

4.2.1 Criterios de diseño

Los criterios de diseño se basaron en la recopilación de la información y de las pruebas previamente realizadas en el área de discapacidad motora del miembro superior; y desde este punto se argumentará e implementará mejoras en los campos necesarios para un menor costo y mejor manejabilidad de la prótesis. El proceso de desarrollo de la prótesis se contempla en la figura 19, en el cual se puede observar que el primer elemento será la obtención de materiales, seguidamente el diseño del brazo, elaboración de la placa en la cual fijaremos las partes electrónicas, teniendo como siguiente paso la elaboración del acople al brazo, finalmente fijar partes mecánicas y realizar las pruebas.

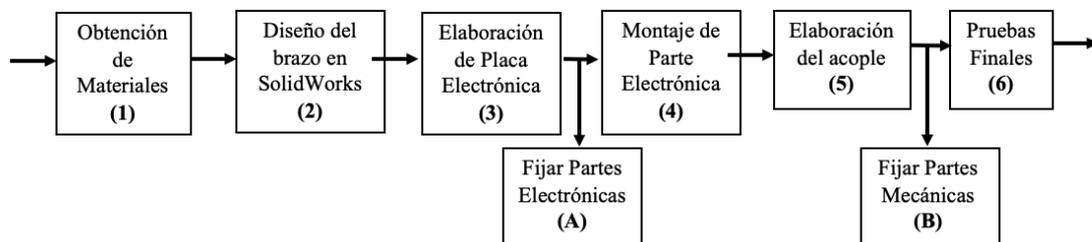


Figura 19. Proceso de desarrollo

4.2.1.1 Diseño de caja negra

Mediante el método de caja negra se buscó eliminar cualquier restricción en el proceso creativo, haciéndolo libre y motivador, logrando así las más diversas opciones posibles. En el diseño de la caja negra se estudiaron los tipos de

mecanismos sobre los cuales se construyó la prótesis, teniendo como resultado final la recuperación de la funcionalidad del miembro superior. En la figura 20, se muestra la estructura de la caja negra para la metodología del diseño.



Figura 20. Caja negra

4.2.1.2 Diseño de caja transparente

El método de caja transparente, a diferencia del anteriormente descrito implica, necesariamente, tener bien claros los objetivos, los criterios de evaluación, así como las variables que se van a considerar. Antes de efectuar cualquier tipo de búsqueda de posibles soluciones, es preciso completar un análisis del problema, es por ello que esas posibles soluciones se deben evaluar de forma lógica y verbal, y no de manera experimental fuera de tiempo. El diseño por el método transparente permite disponer de más opciones en el momento de elegir el modelo final, asimismo define claramente las variables de control que debe poseer el mecanismo a usar. (20)



Figura 21. Diseño de caja transparente, se definen las entradas físicas del sistema y se obtiene funcionalidad para el miembro superior amputado

4.2.1.3 Caja objetiva

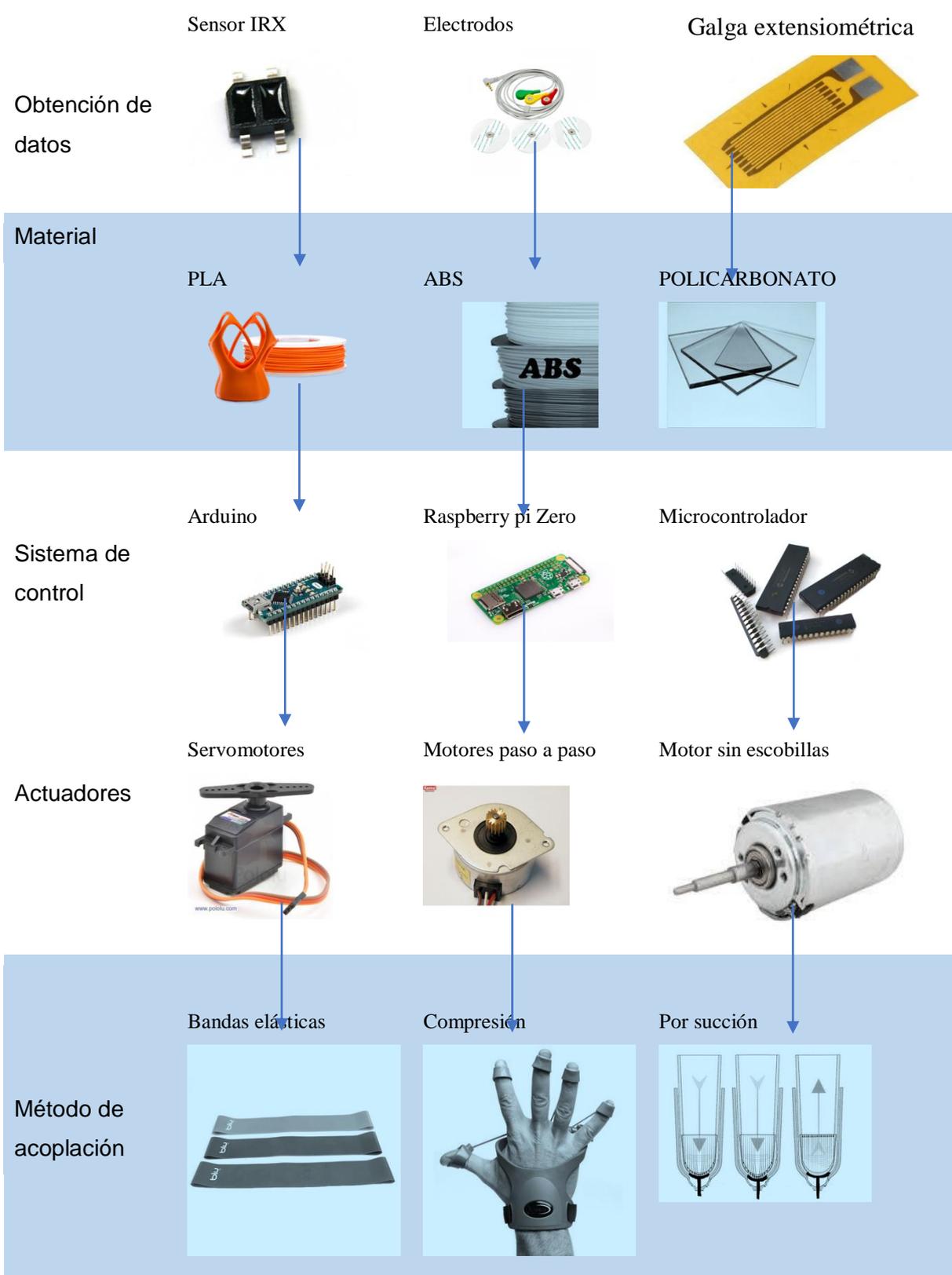
Estas estrategias se aplicaron en forma ordenada y se realizaron en etapas; es importante la retroalimentación para lograr el éxito al buscar las posibles soluciones. Finalmente, se partió de un diseño que tomó las mejores características de la caja negra y de la caja transparente. Del diseño de caja negra se partió al usar mecanismos basados en la mecánica y eléctrica, pero se empleó el diseño de caja transparente para observar las ventajas en cuanto a funcionalidad y otros aspectos que ofrecían estos tipos de mecanismos para ser aplicadas en el prototipo de la prótesis.

4.2.2 Plan operativo

En el plan operativo se analizaron las diversas opciones de componentes para el prototipo diseñado, estas alternativas se muestran a continuación en la Tabla 2.

Tabla 2. Opciones de componentes para el prototipo

Funciones Principales	Alternativas		
	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3



4.2.2.1 Conceptos de solución

Después de analizar de forma exhaustiva los diversos componentes, se obtuvieron, tres conceptos de solución que se muestran a continuación:

- **Concepto de solución 1:**

El concepto de solución 1 que se muestra en la ilustración 16 tendrá como componentes para la obtención de datos la galga extensiométrica, será del material ABS, con un sistema de control arduino, los actuadores serán motores paso a paso y el método de acoplación será por succión, los movimientos serán realizados por los motores paso a paso los cuales se conectaran con los dedos por medio de hilos de nylon para realizar determinadas acciones, las señales serán dadas a partir de las lecturas de las galgas extensiométricas.



Figura 22. Prótesis híbrida

- **Concepto de solución 2:**

El concepto de solución 2 que se muestra en la figura 23 tendrá como componentes para la obtención de datos el sensor EMG, será del material policarbonato, con un sistema de control raspberry zero , los actuadores serán motores sin escobillas y el método de acoplación será por compresión, los movimientos serán realizados por los motores sin escobillas a través de engranajes, las señales serán dadas a partir de las lecturas de los sensores.

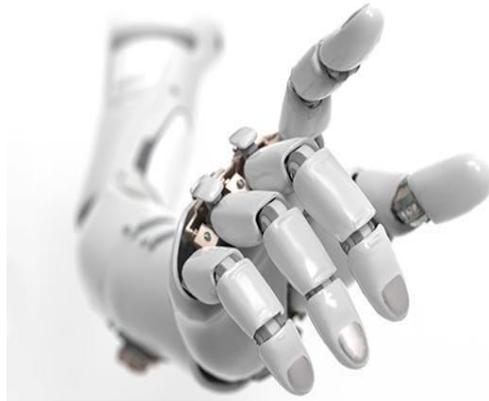


Figura 23. Prótesis mioeléctrica

- **Concepto de solución 3:**

El concepto de solución 3 que se muestra en la figura 24 tendrá como componentes para la obtención de datos el sensor IRX, será de material PLA con un sistema de control arduino, los actuadores serán servomotores y el método de acoplación será por bandas elásticas, los movimientos serán realizados por los servomotores a través de engranajes y eslabones, las señales serán dadas a partir de la lectura de crestas musculares del sensor.

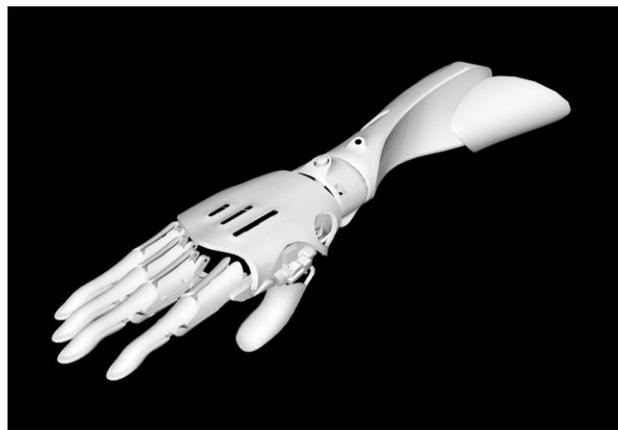


Figura 24. Diseño de prótesis con biosensor IRX

4.2.3 Plan técnico

Mediante una tabla de evaluación con puntaje en cada requerimiento, se analizaron los diversos puntos de solución, a continuación, se muestra lo siguiente:

Tabla 3. Análisis técnico

DISEÑO ELECTROMECAÁNICO			ÁREA DE DISEÑO							
Proyecto: Desarrollo de prótesis biomédica de bajo costo										
Escala de valores según VDI 2225 con puntaje p de 0 a 4:										
0=No Satisface,1=Aceptable a las justas,2=Suficiente,3=Bien,4=Muy Bien										
Criterios técnicos de evaluación para diseño en fase de conceptos o proyectos										
Variantes de Concepto/Proyecto			S1		S2		S3		S ideal	
Nº	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Función	4	0	0	2	12	4	12	4	16
2	Forma	2	1	3	2	6	3	6	4	8
3	Diseño	3	2	6	2	12	4	12	4	12
4	Seguridad	2	2	6	3	6	3	6	4	8
5	Fabricación	4	2	8	2	8	3	9	2	8
6	Montaje	3	1	3	2	3	3	12	4	12
7	Uso	2	1	2	1	2	4	12	4	8
8	Mantenimiento	1	2	2	2	2	2	2	4	4
PUNTAJE MÁXIMO:				51		63		81		104
Valor técnico				0.6		0.49		0.78		1
Orden				1		2		3		

Si Solución/g Peso Ponderado/p Puntaje/xi Valor Técnico/yi Valor económico

4.2.4 Plan económico

En esta área se analizaron las diversas soluciones ya planteadas anteriormente, pero ya desde un punto económico, mediante una tabla de puntaje, que se muestra a continuación:

Tabla 4. Análisis económico

DISEÑO ELECTROMECAÁNICO		ÁREA DE DISEÑO			
Proyecto: Desarrollo de prótesis biomédica de bajo costo					
Escala de valores según VDI 2225 con puntaje p de 0 a 4:					
0=No Satisface,1=Aceptable a las justas,2=Suficiente,3=Bien,4=Muy Bien					
Criterios económicos de evaluación para diseño en fase de conceptos o proyectos					
Variantes de Concepto/Proyecto		S1	S2	S3	S ideal

N°	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Diseño	4	2	4	2	4	3	6	4	8
2	Fabricación	2	1	4	2	8	3	12	4	16
3	Transporte	3	2	4	2	4	2	4	4	8
4	Mantenimiento	2	2	6	3	9	4	12	4	12
5	Costos	4	2	8	2	8	4	16	2	16
6	Plazos	3	1	1	2	2	3	3	4	4

PUNTAJE MAXIMO:	27	35	53	64
Valor económico	0.42	0.55	0.83	1
Orden	1	2	3	

Si Solución/g Peso Ponderado/p Puntaje/xi Valor Técnico/yi Valor económico

4.3 Diseño

4.3.1 Prototipo modelado

Según la evaluación hecha previamente el concepto de solución que se acerca más al concepto de lo ideal es solución #3 el cual está compuesto principalmente por un sistema electromecánico que baso su funcionamiento en un sensor infrarrojo que detecta la proximidad de las crestas musculares en valores nanométricos, esta ventaja tanto de función como de costo fueron las variables consideradas para su elección , estos valores son transformados en señales para realizar un movimiento voluntario que finalmente nos brindara un alto funcionamiento, por otra parte la estructura es montada en base a impresión 3D, lo cual nos brinda una alta calidad a un bajo costo.

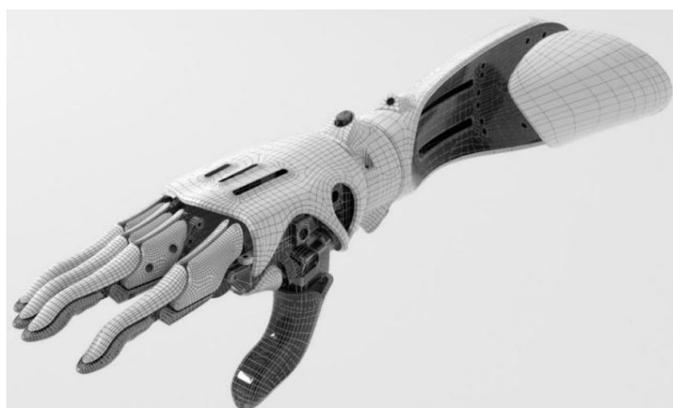


Figura 25. Diseño de prótesis con biosensor IRX

4.3.2 Diseño mecánico

El diseño mecánico de desarrollo dentro del programa Autodesk Inventor, los planos se encuentran en el Anexo 1. En el Anexo 3 se muestra un análisis de esfuerzo en la prótesis simulada

Además, se realizaron cálculos de la resistencia de la prótesis para determinar la carga máxima, así como el momento máximo.

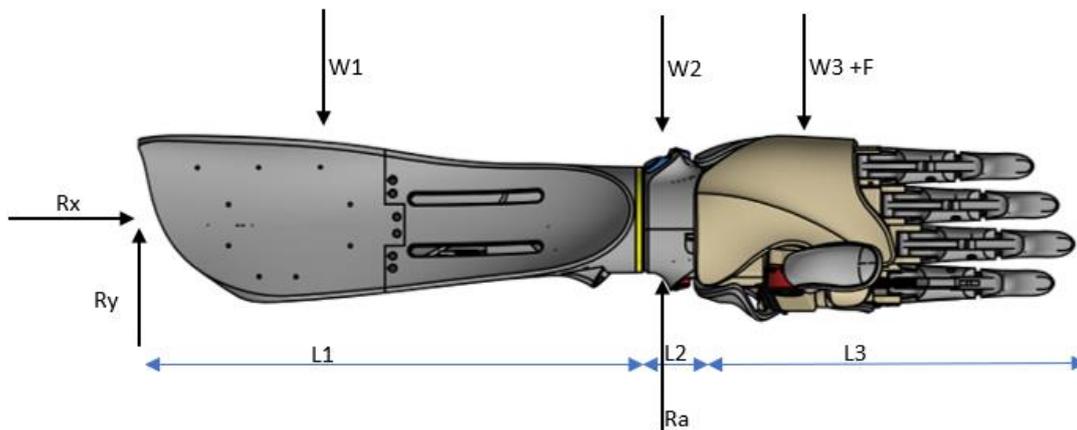


Figura 26. Diagrama de fuerzas

- Ecuaciones del sistema:

$$Ry + Ra = W1 + W2 + W3 \dots\dots\dots (1)$$

$$Ra \cdot L1 = W1 \cdot \frac{L1}{2} + W2 \left(L1 + \frac{L2}{2} \right) + W3 \left(L1 + L2 + \frac{L3}{2} \right) \dots\dots\dots (2)$$

$$W1 \cdot \frac{L1}{2} = Ry \cdot L1 + W2 \cdot \frac{L2}{2} + W3 \left(L1 + \frac{L3}{2} \right) \dots\dots\dots (3)$$

Donde:

- | | |
|--------------------------------------|--------------------------------|
| W1: Peso del Antebrazo (N) | Ra: Reacción en Rotula (N) |
| W2: Peso de la muñeca (N) | L1: Longitud del antebrazo (m) |
| W3: Peso de la mano (N) | L2: Longitud de la Muñeca (m) |
| F: Carga (N) | L3: Longitud de la Mano (m) |
| Rx, Ry: Reacciones en apoyo fijo (N) | |

Este sistema de ecuaciones está en sistema métrico internacional, se realizó los cálculos en el programa Matlab, ver Anexo 3, donde se encontró los siguientes resultados:

Del diagrama de fuerzas cortantes obtenemos que la fuerza cortante máxima es de 59.84N, así como el punto en el cual se encuentra que es en el tercer tramo de la prótesis, ver Anexo 3.

En el diagrama de momentos observamos el valor mínimo del tramo 3 que es de -21.5845 N.m, es mínimo ya que el valor obtenido es negativo, debido a que el momento es horario esto producido por la carga.

Teniendo en cuenta estos datos, se realizó la selección de los accionadores (servomotores) los cuales desarrollaran la función de agarre, por ende, se eligió los servomotores Sg90 y MG995 lo cuales poseen los valores de torque de 2.5 Kg-cm y de 8.5 Kg-cm respectivamente según su hoja de datos, ver Anexo 4.

4.3.3 Diseño electrónico Plano electrónico

El diseño del sistema electrónico se desarrolló en el programa Proteus, los planos se encuentran en el Anexo 2. Se realizó el cálculo estimado de la fuente según los componentes utilizados.

Tabla 5. Consumo de corriente por componente

Componentes	Consumo de corriente continua	Corriente máxima
Servo sg90	250 mA	500 mA
Servo mg995	800 mA	1.2 A
Placa de control	50 mA	50 mA

El consumo total de corriente de forma continua del mecanismo es de aproximadamente de 1.75 A teniendo como picos de consumo de corriente de aproximadamente 2.95 A. En función a estos datos se dispone a usar el integrado lms596adj, el cual soporta una corriente máxima de 3 A, además de ser versátil y robusto, presente protecciones contra sobrevoltajes y también, protecciones térmicas.

Teniendo en cuenta el consumo de corriente de 1.9A constantes, se selecciona un arreglo de baterías de lion con el driver HX-3S-FL25A.

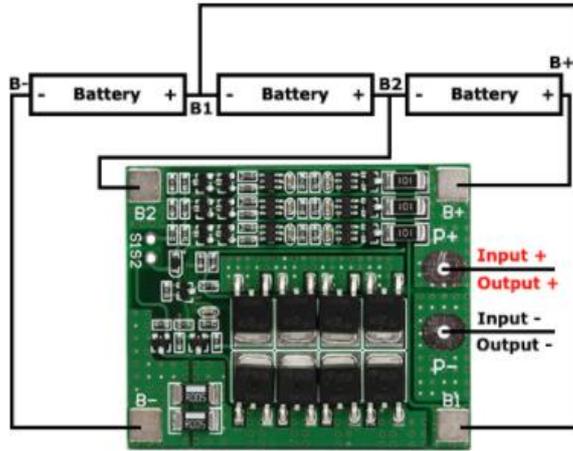


Figura 27. Arreglo de baterías con el driver HX-3S-FL25A

Las baterías de lion pueden suministrar en promedio 4000 mAh, y esto en función al consumo que se requiere de 1.75A da una duración de 2 horas 17 min. Para aumentar la carga del sistema se duplica la cantidad de baterías disponibles, originando una duración aproximada de 4 horas 34 min.

4.3.4. Diagrama de flujo de funcionamiento

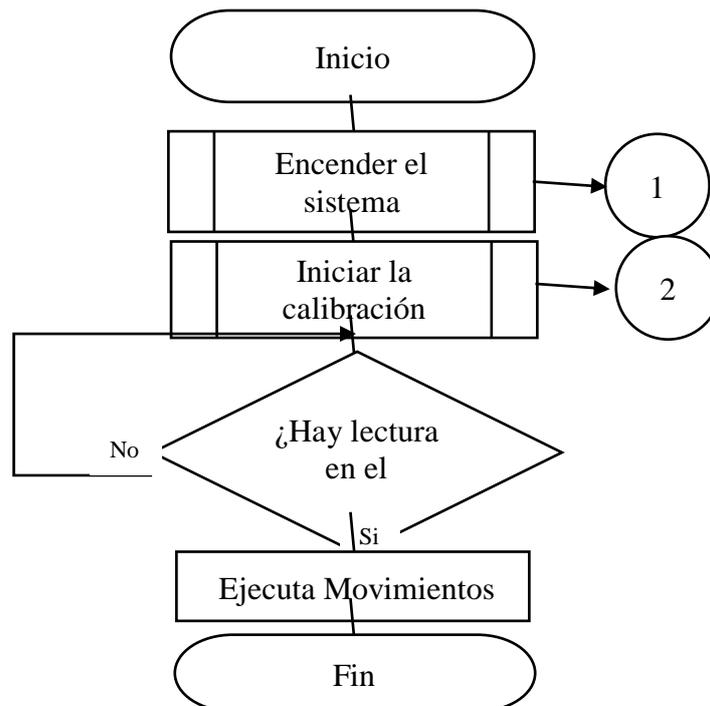


Figura 28. Diagrama de flujo de funcionamiento

En la figura 28, se muestra el funcionamiento del sistema en general, empezando por encender el sistema, dando paso a la calibración del sensor según las lecturas obtenidas de las crestas musculares finalmente ejecuta los movimientos según las lecturas que se vaya tomando a través del sensor.

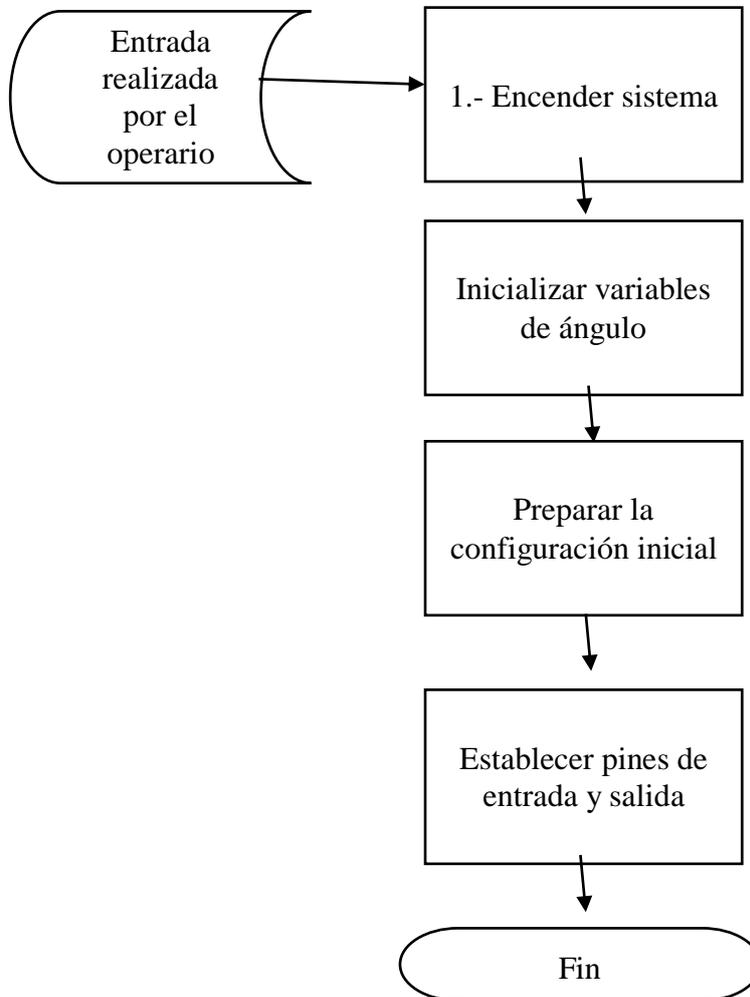


Figura 29. Diagrama de flujo de "Encender Sistema"

En la figura 29, observamos el funcionamiento de la etapa 1 del funcionamiento general, el cual se desarrolla en el microcontrolador Arduino, inicializando las variables de ángulo de los servomotores, preparando la configuración inicial y estableciendo que pines del controlador serán usado de manera de entrada y salida.

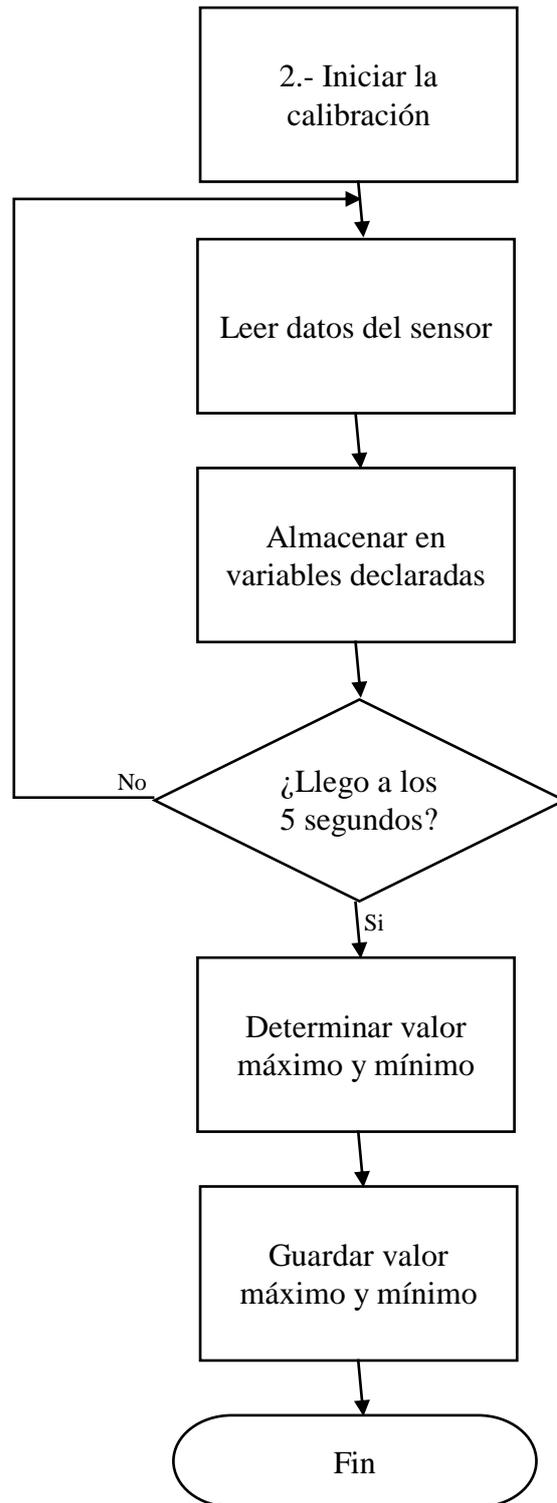


Figura 30. Diagrama de flujo de "Iniciar la Calibración"

En la figura 30, se observa el funcionamiento de la etapa 2 del funcionamiento general, en el cual se lleva a cabo la lectura de datos del sensor, almacenando variables para determinar el valor máximo y mínimo, guardando dichos datos para posteriormente comparar con las lecturas obtenidas y así poder dar un ángulo a cada servomotor para ejecutar movimientos.

4.3.5 Sistema de control

Para el sistema de control, el objetivo es la entrada del sistema o señales actuantes y los resultados se les denomina salidas, en la prótesis tenemos que la variable de control está en el sensor de proximidad, y las variables a controlar es el ángulo de apertura del actuador, Anexo 5.

La prótesis posee variables de presión y posición, las cuales se consideran útiles para satisfacer las necesidades más comunes en la vida diaria

- Presión: al momento de la sujeción del objeto por parte de la prótesis, siendo capaz de sujetar los mismo a pesar de no tener una uniformidad de forma.
- Posición: como tiene una señal de control por medio de valores analógicos la prótesis es capaz de mantenerse en posiciones intermedias.

El sistema de control que posee es un sistema de lazo abierto, ya que no cuenta con retroalimentación.

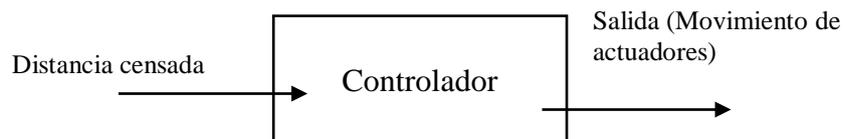


Figura 31. Sistema de control

La programación del sistema de control se encuentra situada en el anexo 5 así como el diseño de la parte electrónica la cual se sitúa dentro del Anexo 2.

CAPÍTULO V

CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS

5.1 Construcción y ensamblaje

En la figura 23, se puede observar al Tecnólogo Médico tomando la muestra de yeso al muñón para desarrollar el acople y este sea ergonómico, este proceso se desarrolló en el área de rehabilitación del hospital Carrión



Figura 32. Proceso de toma de muestra de yeso

En la figura 33, se puede observar la muestra final del proceso realizado previamente, la cual cuenta con las dimensiones personalizadas del usuario que usara la prótesis



Figura 33. Muestra de yeso

En la figura 34, se puede observar la impresión 3D del pulgar salida de la máquina, posterior a esto se realizará el post procesamiento de limpieza y acabado.



Figura 34. Impresión 3D del pulgar

En la figura 35, se puede observar el ensamblado de los dedos luego de pasar el post procesamiento antes mencionado.



Figura 35. Ensamblado de dedos

En la figura 36, se puede observar la placa de control ruteada en la srm-20 lista para realizar las perforaciones en los pads y realizar el montaje electrónico.

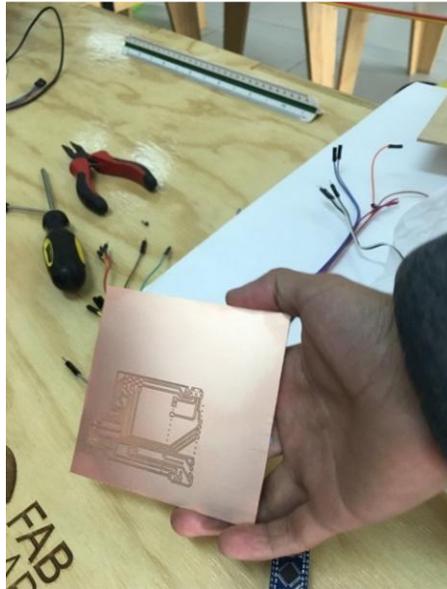


Figura 36. Placa de control

En la figura 37, se observa el ensamblado de la mano con los dedos para realizar las pruebas de angulación de los actuadores

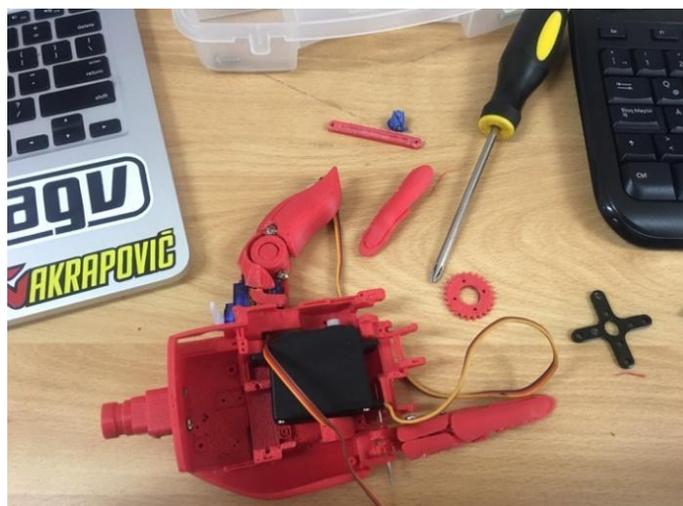


Figura 37. Ensamblado de la mano

5.2 Pruebas de la prótesis



Figura 38. Prueba de funcionamiento



Figura 39. Prueba de la función de agarre pinza

Las pruebas de funcionamiento iniciales se hicieron en el distrito de El Tambo, provincia de Huancayo y departamento de Junín, donde queda ubicada la

oficinas de CONADIS. Las pruebas finales, con las modificaciones concluidas que se observaron de las primeras pruebas, se realizaron en el campus de universidad Continental, laboratorio de fabricación digital (Fablab), donde se realizó diversas pruebas para demostrar la alta funcionalidad que este posee.

5.3 Presupuesto

5.3.1 Costos de materiales – parte electrónica

En la tabla 6, se presenta el costo de los componentes electrónicos empleados en la prótesis de miembro superior.

Tabla 6. *Tabla de costos de componentes electrónicos y otros.*

Costo de materiales - parte electrónica					
Ítem	Descripción	Cantidad	Unidad	Costo Unitario (S/.)	Costo Total (S/.)
1	Sensor IRX	2	und	73.36	146.71
2	Baqelita	4	und	20.00	20.00
3	Micro servo sg-90	1	und	68.99	68.99
4	Arduino nano	1	und	37.00	37.00
5	Servomotor 5kg	2	und	50.00	100.00
6	Batería LiPo DBT*	1	und	306.49	306.49
7	LM2596ADJ	2	und	19.85	39.70
8	HX-3S-FL25A	1	und	8.00	8.00
9	Condensadores 220uf-25v	2	und	1.00	2.00
10	Diodo 1N5824	1	und	2.00	2.00
11	Diodo 1N4004	2	und	1.00	2.00
12	Conector Jack 3.5 mm	1	und	2.50	2.50
13	Conector strip sil 2	2	und	1.00	2.00
14	Inductor 33uh	1	und	4.00	4.00
15	Resistencias 330ohm	2	und	0.10	0.20
16	Resistencias 220ohm	3	und	0.10	0.30
17	Resistencias 10 kohm	1	und	0.10	0.10
18	Potenciómetro 10Kohm	1	und	0.50	0.50
19	Push Button Switch	3	und	0.20	0.60
20	PC817	6	und	2.00	12.00
SUBTOTAL					582.20

5.3.2 Costo de materiales – parte mecánica

En la tabla 7, se presenta el costo de los materiales que se emplearon para la parte mecánica y de estructura.

Tabla 7. Tabla de costos de los componentes mecánicos

Costo de materiales - parte mecánica					
Ítem	Descripción	Cantidad	Unidad	Costo Unitario (S/.)	Costo Total (S/.)
1	Tornillo M2 X 12	8	und	0.89	7.12
2	Tuerca M2	8	und	0.71	5.68
4	Tornillo M3 x 30	4	und	1.14	4.56
3	Tornillo M3 x 0.5 x 65	12	und	3.50	42.00
5	Tornillo Hexagonal M4 x 16	8	und	0.55	4.37
6	Tornillo Hexagonal M4 x 25	16	und	0.67	10.72
7	Arandela M3	32	und	0.16	5.12
8	Arandela M4	8	und	0.19	1.50
9	Tuerca Hexagonal M3	16	und	0.16	2.50
10	Tuerca Hexagonal M4	25	und	0.20	4.92
SUBTOTAL					180.44

5.3.3 Costo de fabricación de piezas

El costo de fabricación total de las piezas a emplear es de S/ 988 (Novecientos ochenta y ocho soles) ya que el costo de impresión es de 30 céntimos el minuto.

5.3.4 Costo de diseño

El sueldo mensual de un practicante profesional en Ingeniería Mecatrónica fluctúa entre 2100 y 2900 soles [23] [24], es decir, el costo de diseño por hora fluctúa entre 8.75 y 12.10 soles.

Por lo tanto, como este trabajo de diseño e investigación demandó 10 semanas de 5 días cada una con 6 hora útiles por día el costo de diseño resulta entre 2625 y 3630 soles, es decir un promedio de 3,127.5 soles.

El costo de diseño solo será incluido por única vez.

Tabla 8. Tabla de costos totales

Resumen de Costos				
Ítem	Descripción	Cantidad	Unidad	Subtotal (S/.)
1	Costo de Materiales - Parte Electrónica	1	glob	582.20
2	Costo de Materiales - Parte Mecánica	1	glob	180.44
3	Costo de Fabricación de Piezas	1	glob	988.00
4	Costo de Diseño	1	glob	3,127.50
TOTAL				4,878.10

5.3.5 Costo total

Se muestra el resumen de costo total que implica la elaboración total de la prótesis de miembro superior.

5.4. Resultados

- Dentro de las primeras pruebas el usuario se acoplo a la prótesis a los 5 min de operarla, teniendo como funciones desarrolladas pinza gruesa.
- El acople fue ergonómico, no generó ninguna reacción adversa al contacto con el muñón
- Luego de una estimulación física se procedió a realizar las pruebas de función, las cuales aumentaron en pinza fina, agarre y control.
- Se visualizo como primera función cotidiana el agarre de una botella de 500ml, escritura de las iniciales de su nombre y el agarre de un desarmador.
- Se obtuvo una aprobación de 8 sobre 10 en cuanto a la experiencia de uso del usuario.
- La obtención de datos a través del sensor fue de manera óptima a pesar de no tener un musculo tonificado en el usuario.

CONCLUSIONES

1. La prótesis cuenta con un diseño antropométrico similar en forma y dimensiones a la mano humana, presenta cinco dedos de los cuales dos presentan manejo individual y los tres restantes en forma continua mediante eslabones y un servomotor principal.
2. El dedo pulgar posee un mecanismo que permite obtener dos tipos de agarres: gancho y cilíndrico
3. El sistema de control cumple los parámetros para desarrollar los mecanismos de la prótesis, no es invasivo y además permite una integración ergonómica, debido a que el sensor utilizado no altera la forma antropométrica de la prótesis.
4. Debido a los elementos utilizados dentro de la construcción de la prótesis este posee un tiempo de vida útil de 50 000 horas, posterior a ello se recomienda reemplazar el sistema electrónico o realizar mantenimientos preventivos para identificar posibles averías.
5. Los costos inmersos dentro del desarrollo de la prótesis representan un 70% menos que los costos actuales en cuanto a prótesis con función automática se refieren.
6. Los materiales utilizados en la prótesis presentan características de resistencia mecánica, química y al desgaste, facilidad de replicación, de manera tal que la producción en masa de este sería viable y con tiempo de producción rápida, haciendo un 80% más económico el desarrollo de la prótesis.
7. El testeo de la prótesis se dio de manera experimental consiguiendo una adaptación casi inmediata con la persona, así mismo la capacidad de accionamiento fue de un 70% en comparativa a las funciones reales.

8. El costo de producción de la prótesis es de 4 878.10 y eso corresponde a 28% de una prótesis comercial, además de tener un tiempo de producción de 15 días en comparativa a la entrega de 40- 60 días de una prótesis comercial.

REFERENCIAS

1. ORGANIZACION MUNDIAL DE LA SALUD. *Normas de ortoprosética*. [En línea] OMS, 2005. [Citado el: 8 de diciembre de 2017] <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/259508/9789243512488-part1-spa.pdf;jsessionid=F127D99E380D8690D2E0CBDD721DBD76?sequence=1>. WHO.
2. ENEDIS. *Plataforma Nacional de Datos Abiertos*. [En línea] 2012. [Citado el: 1 de octubre de 2021] <https://www.datosabiertos.gob.pe/dataset/encuesta-nacional-especializada-sobre-discapacidad-enedis-2012-instituto-nacional-de>
3. ALVAREZ, E. y GREGORIO, L. El impacto de la impresión 3D en la construcción de una prótesis de mano. *Boletín científico de ciencias básicas e ingenierías del ICBI*. Febrero, 2020, **7(2019)** 27-31. DOI: 10.29057/icbi.v7iEspecial.4167
4. ORGANIZACION MUNDIAL DE LA SALUD. *Discapacidad y salud*. [En línea] WHO, 2021. [Citado el: 1 de Octubre de 2020.] <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>
5. INEI. *Perfil sociodemográfico de la población con discapacidad, 2017*. [En línea] INEI, 2017. [Citado el: 1 de octubre de 2020] https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitaes/Est/Lib1675/libro.pdf
6. OTTOBOCK SE & CO.KGAA. *Noticias y actualizaciones*. [En línea] 2021. [Citado el: 4 de junio de 2020.] <http://www.ottobock.com/>.
7. PIXTRONIC. *Protesis 3D Pixed Corp. Pix-3D Web Site*. [En línea] 2021. [Citado el: 4 de julio de 2020.] <https://www.pixedcorp.com/>.
8. WAYLLUSQA. *Trabajando por las personas con discapacidad*. [En línea] 2021. [Citado el: 9 de enero de 2020] <https://katterinehidalgoc.wixsite.com/wayllusqa>

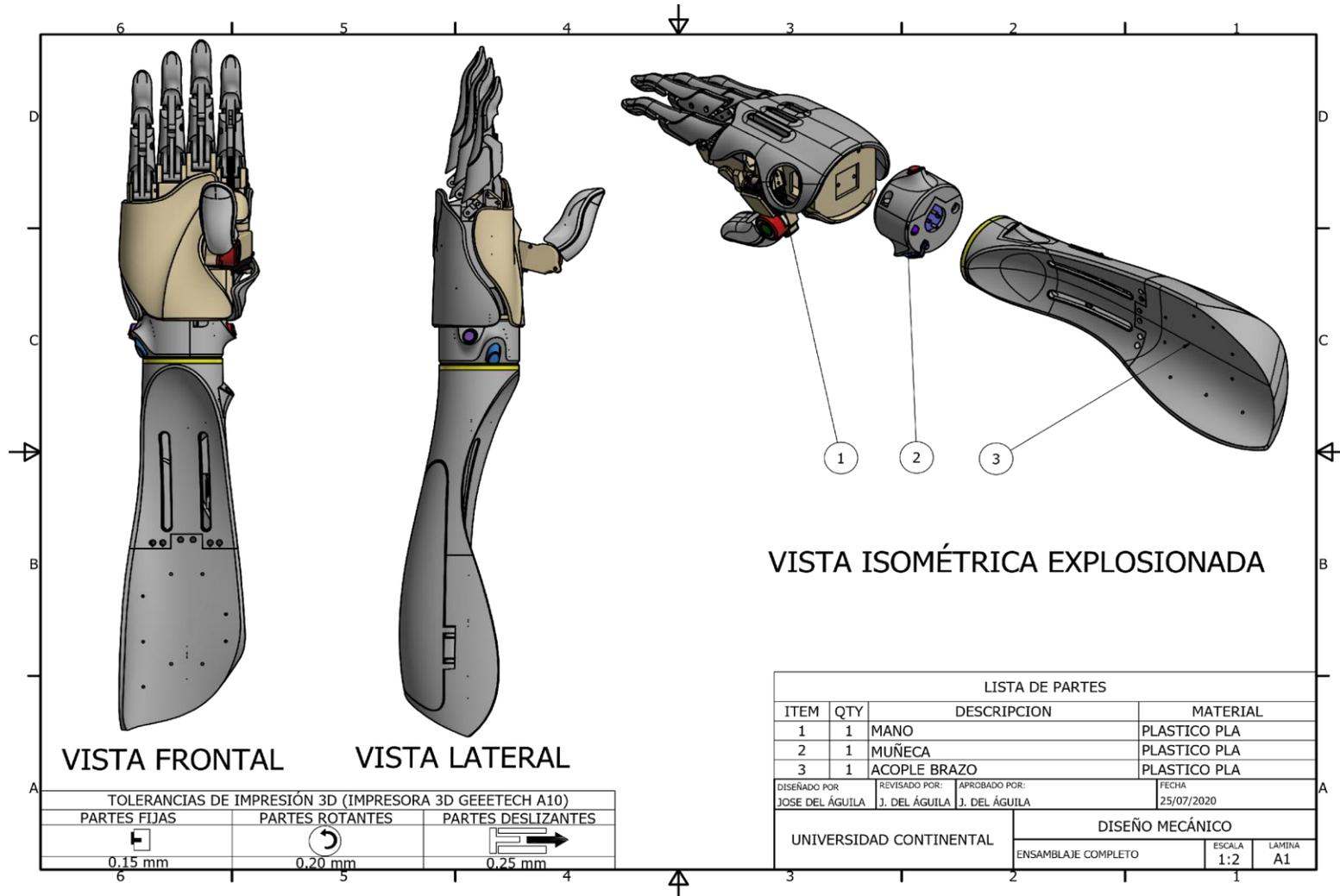
9. INEI. *Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad 2012* [En línea] Instituto Nacional de Estadística e Informática, 2017 [Citado el: 4 de enero de 2020] https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1171/ENEDIS%202012%20-%20COMPLETO.pdf
10. CAMACHO, H. Pacientes amputados por accidentes de trabajo: características y años acumulados de vida productiva potencial perdidos *Instituto Nacional de Rehabilitación. INR*. 2010, **71**(4), 271-275.
11. SÁNCHEZ, C., LOAIZA, J. y CÓRTEZ, C. Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano. *Revista Ingeniería e Investigación*. Diciembre, 2006, **26**(3) 5-11. ISSN 0120-5609
12. TORRES, C., VELÁZQUEZ, A., LUGO, E., y TAPIA, R. Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior.. *Revista Colombiana de Biotecnología*. Julio, 2011, **13**(2), 70–83.
13. QUINAYAS, Cesar. Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres. Tesis (Magister en Automática). Popayan - Colombia: Universidad de Cauca, 2010, 94 pp.
14. DIAZ, Jan. Diseño y control de prótesis impresa en 3D para extremidad superior empleando movimientos musculares. Tesis (Título de Ingeniero Mecánico- Eléctrico). Piura : Universidad de Piura, 2018.
15. SULLCAHUAMÁN, Boris. Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial. Tesis (Título de Ingeniero Mecánico). Lima: Universidad Católica del Perú, 2013, 113 pp.
16. BUSTAMANTE, Marlene. Malky: Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada. Tesis (Título de Licenciada en Arte con mención en Diseño Industrial). Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú, 2018, 193 pp.

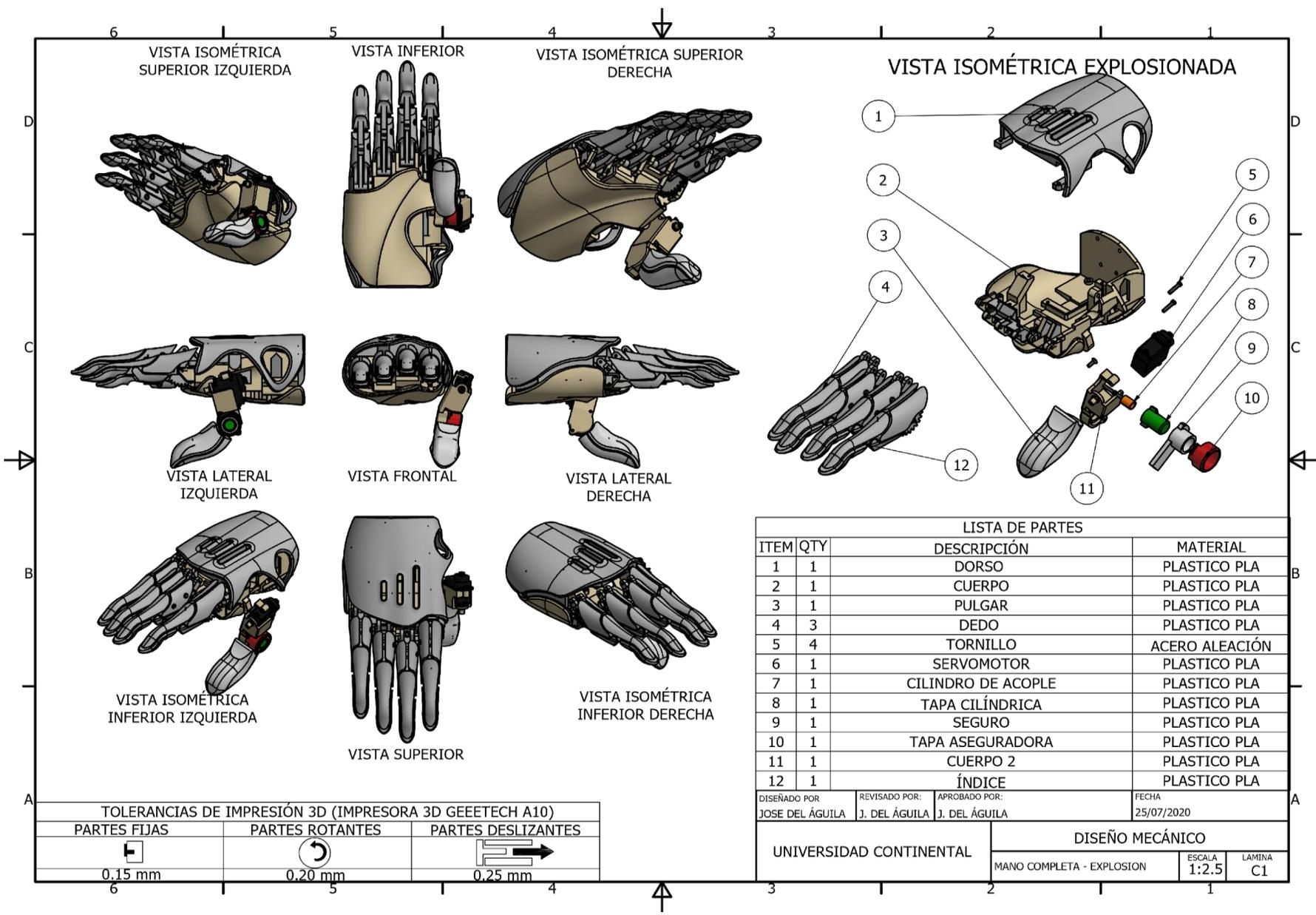
17. TRUJILLO, H., FIGUEROA, F., VILLANUEVA, J., BUENABAD, H. y VALDEZ J. Diseño y construcción de una prótesis de brazo mecánico mediante impresión 3D. *Instituto de Ingenieros Electrónicos y Eléctricos de Morelos A.C.* Setiembre, 2020, **1**, 44-45.
18. TIERRA, Alan. Desarrollo de una prótesis mioeléctrica de brazo de bajo costo, para un niño de un año de edad con el defecto congénito de brida amniótica. Proyecto Técnico (Título de Ingeniero en Electrónica, Control y Redes Industriales). Riobamba - Ecuador: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, 2017, 118 pp.
19. CALDERÓN, Alejandro, BOGANTES, Arturo y MURILLO, Diana. *Desarrollo de una prótesis de bajo costo utilizando nuevas tecnologías de manufactura aditiva*. [En línea]. Mexico : Academia. [Citado el 9 de febrero de 2020] https://www.academia.edu/37764780/DESARROLLO_DE_UNA_PR%C3%93TESIS_DE_BAJO_COSTO_UTILIZANDO_NUEVAS_TECNOLOG%C3%8DAS_DE_MANUFACTURA_ADITIVA_IMPRESI%C3%93N_3D
20. LLORENTE, L., SOTO, D., REYES, S. y ZÚÑIGA, J. Impacto funcional y psicosocial del uso de prótesis de bajo costo en impresión 3D en amputado unilateral de antebrazo: estudio de un caso. *Rehabilitación Integral*. Abril, 2019, **14** (1), 16-21.
21. ESPAÑA, J. Diseño y construcción de un prototipo electromecánico de prótesis transhumeral comandado por movimientos del brazo funcional. *Scientia Et Technica*. 2016, **21** (2) 191 -198. ISSN 0122-1701
22. SÁNCHEZ, A. WONG, J. y BUSTAMANTE, M. Desarrollo y evaluación de prótesis de miembro superior fabricada con tecnologías de manufactura digital. *ResearchGate*. Octubre, 2017, 10-24.
23. ZUÑIGA, Andres. Desarrollo, construcción y pruebas de prototipo de prótesis automatizada (brazo izquierdo) por medio de sensores electromusculares. Propuesta tecnológica (Título de Ingeniero Industrial). Colombia : Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, 2018, 113 pp.

24. GÓMEZ, Juan y BLANCHAR, Nefer. Sistema electrónico para la realización de funciones básicas de la mano humana en prótesis de bajo costo para miembro superior. Tesis (Título de Ingeniero Electrónico y de Sistemas). Brarranquilla : Universidad La Costa, 2020, 103 pp.
25. DEFILIPPE, Carlos. *Semiologia Quirurgica del Aparato Locomotor*. Buenos Aires : Omega, 1963.
26. ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD. *Estadísticas sobre discapacidad en América Latina y El Caribe*. [En línea] [Citado el: 10 de abril de 2019] <http://www.citamericas.org/archivos/8eb24c8f67879c1b5b9bfdef68ba48f2.pdf>
27. OMS. *Diez datos sobre discapacidad*. [En línea] [Citado el: 3 de febrero de 2019] <https://www.who.int/features/factfiles/disability/facts/es/>
28. LATARJET, Michel y RUIZ, Alfredo. *Anatomia Humana*. [En línea] 4ta. Edición. Buenos Aires, 2005. Medica Panamericana [Citado el: 10 de mayo de 2019] <https://books.google.com.pe/books?id=Gn64RKVTw0cC&printsec=frontcover&hl=es#v=onepage&q&f=false>
29. GUYTON, Louis y HALL, Jan. *Tratado de Fisiología Médica*. España : Interamericana-McGraw, 1996.

ANEXOS

Anexo 1 Planos mecánicos de la prótesis

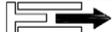




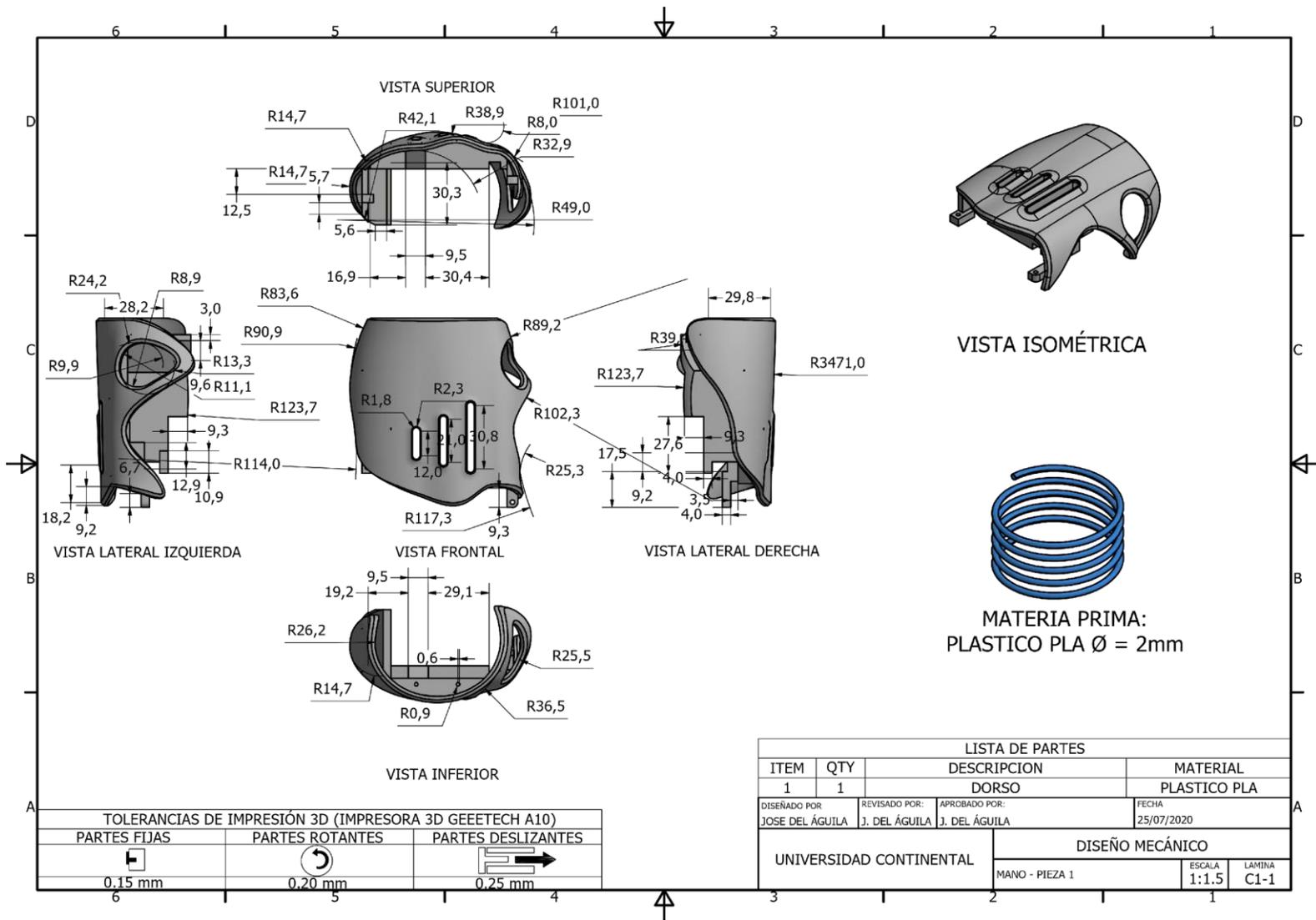
LISTA DE PARTES

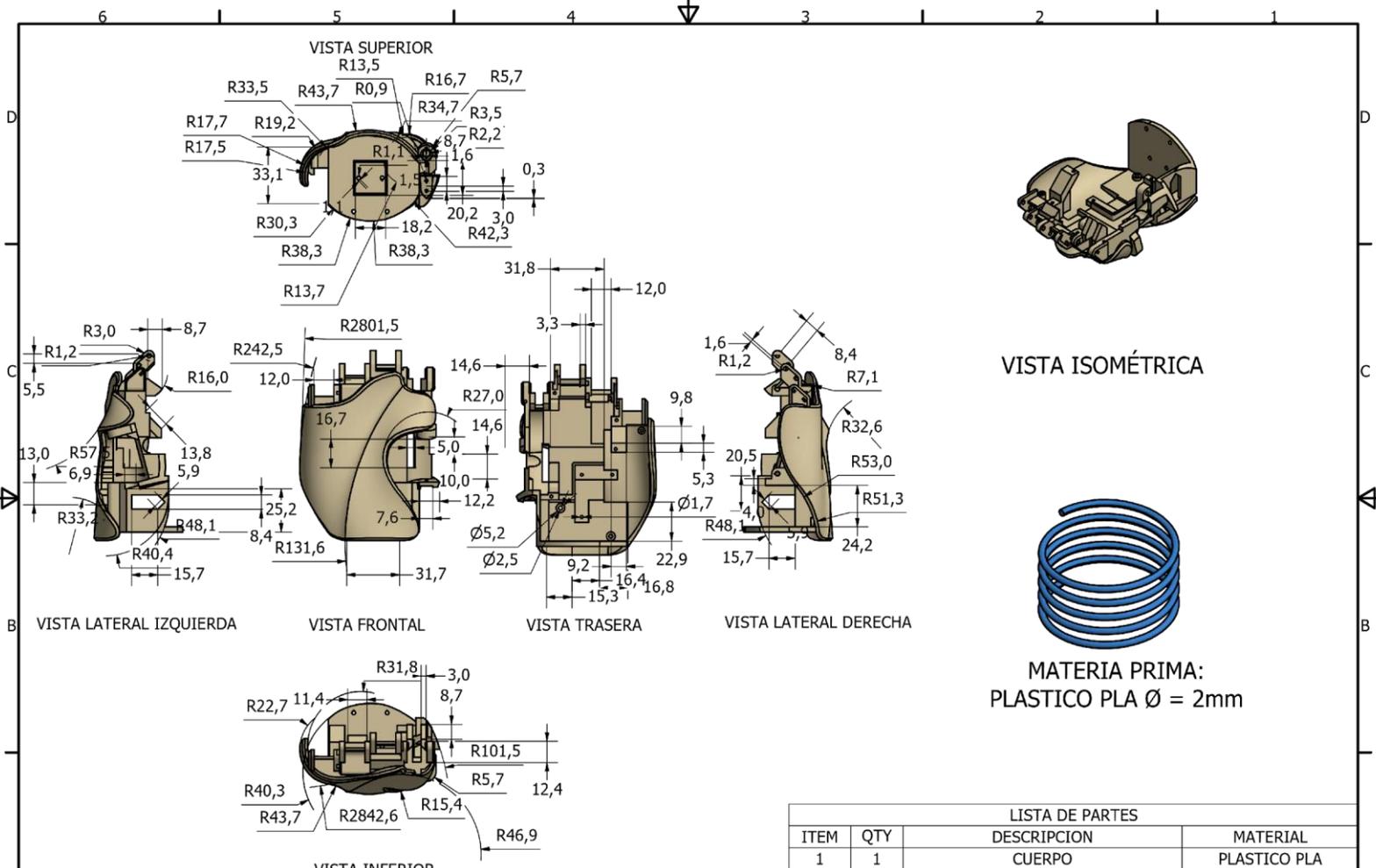
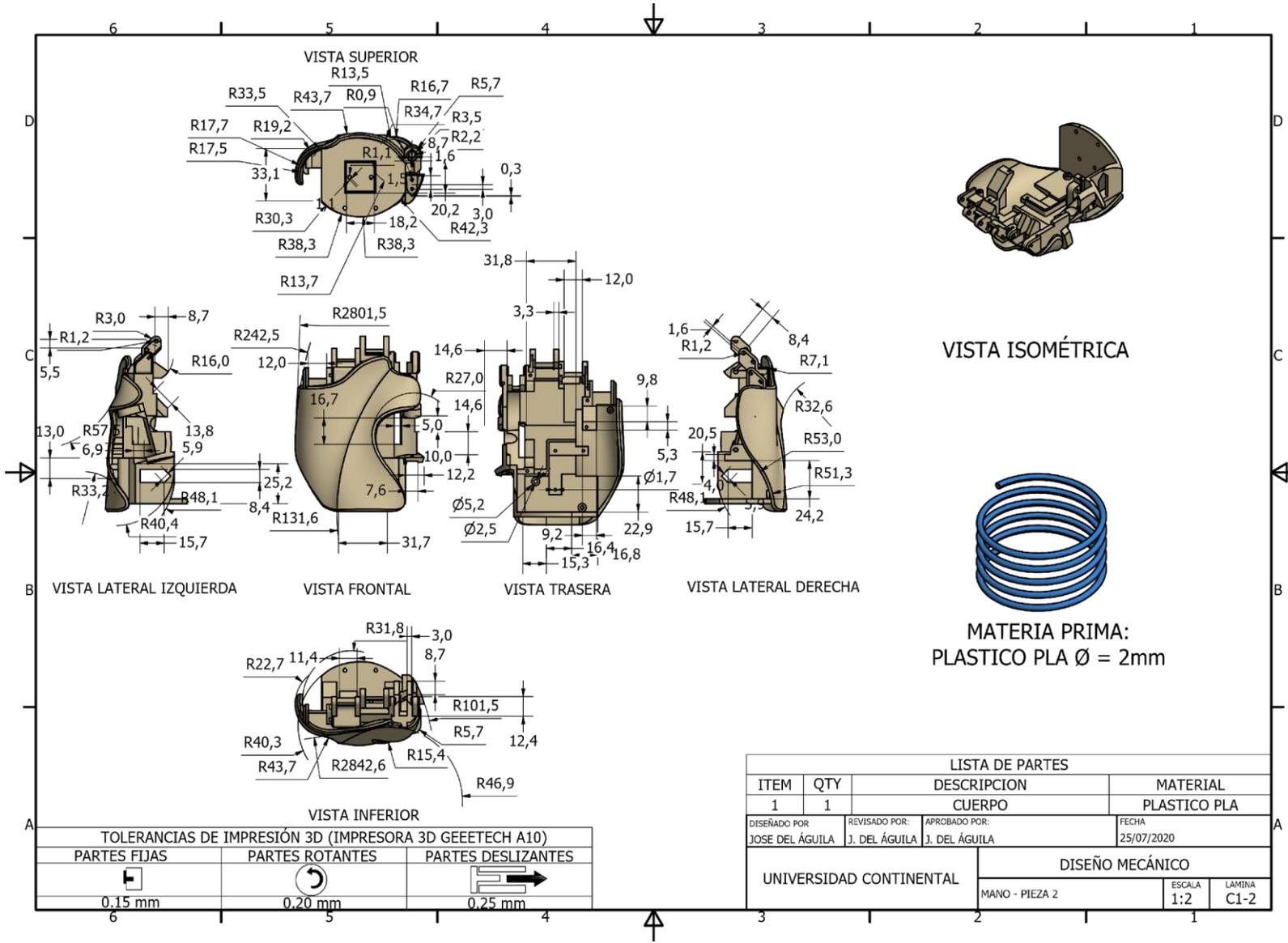
ITEM	QTY	DESCRIPCIÓN	MATERIAL
1	1	DORSO	PLASTICO PLA
2	1	CUERPO	PLASTICO PLA
3	1	PULGAR	PLASTICO PLA
4	3	DEDO	PLASTICO PLA
5	4	TORNILLO	ACERO ALEACIÓN
6	1	SERVOMOTOR	PLASTICO PLA
7	1	CILINDRO DE ACOPLE	PLASTICO PLA
8	1	TAPA CILÍNDRICA	PLASTICO PLA
9	1	SEGURO	PLASTICO PLA
10	1	TAPA ASEGURADORA	PLASTICO PLA
11	1	CUERPO 2	PLASTICO PLA
12	1	ÍNDICE	PLASTICO PLA

TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)

PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0.15 mm	 0.20 mm	 0.25 mm

DISEÑADO POR JOSE DEL ÁGUILA	REVISADO POR: J. DEL ÁGUILA	APROBADO POR: J. DEL ÁGUILA	FECHA 25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL		DISEÑO MECÁNICO	
		MANO COMPLETA - EXPLOSION	ESCALA 1:2.5
			LAMINA C1



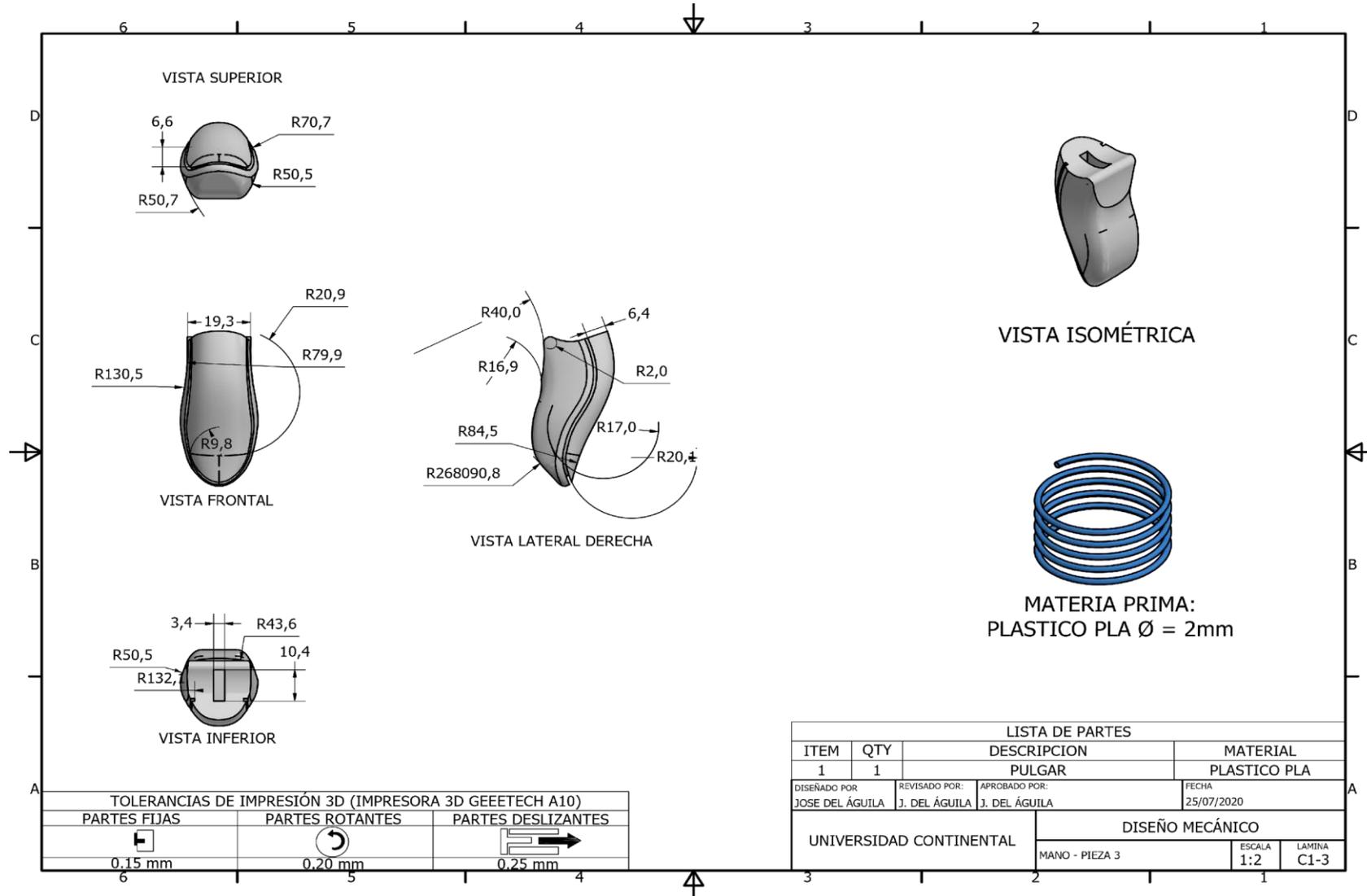


VISTA ISOMÉTRICA

MATERIA PRIMA:
PLASTICO PLA Ø = 2mm

TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0,15 mm	 0,20 mm	 0,25 mm

LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
1	1	CUERPO	PLASTICO PLA
DISEÑADO POR		REVISADO POR:	APROBADO POR:
JOSE DEL ÁGUILA		J. DEL ÁGUILA	J. DEL ÁGUILA
			FECHA
			25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL			DISEÑO MECÁNICO
MANO - PIEZA 2			ESCALA 1:2
			LAMINA C1-2



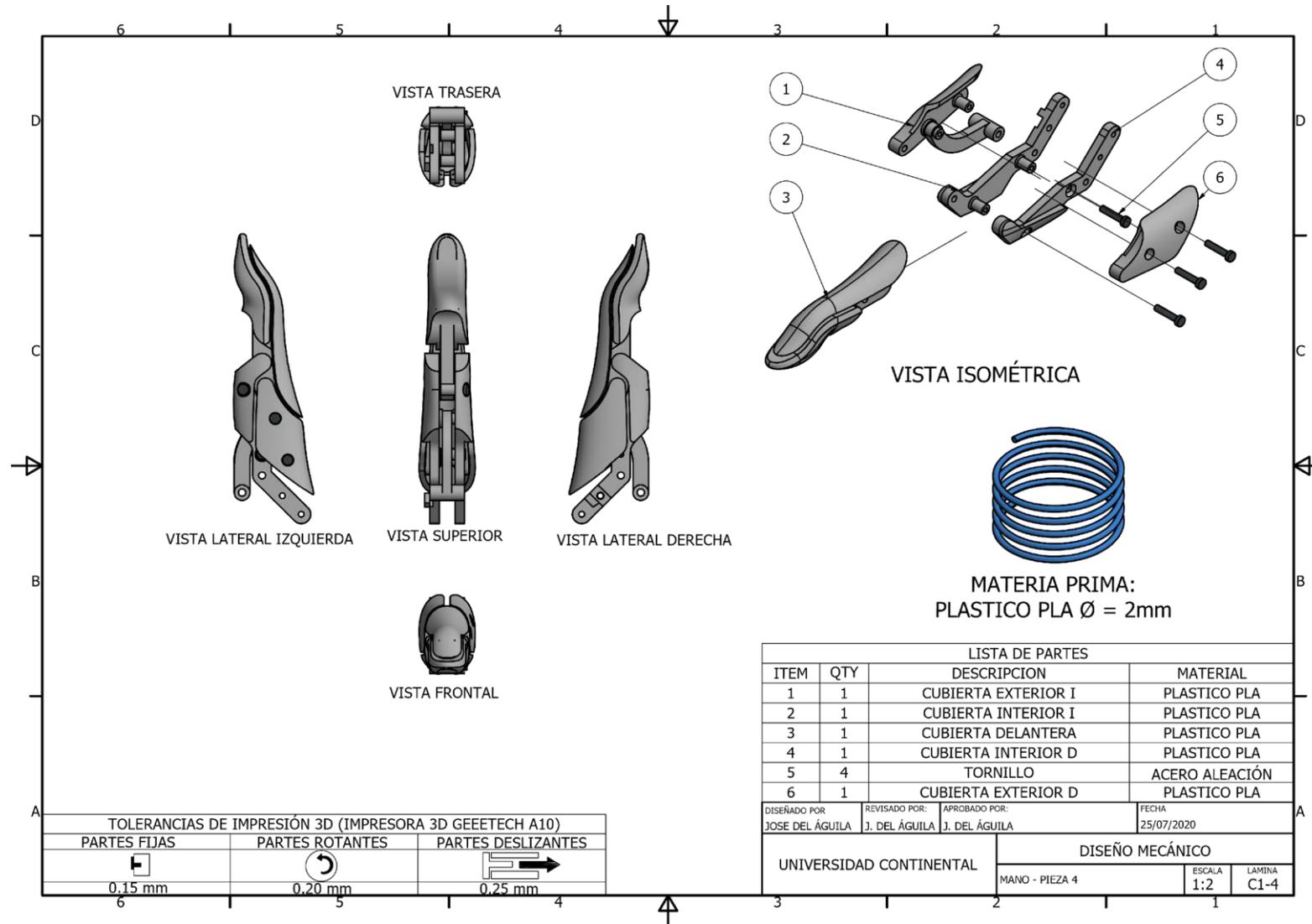
VISTA ISOMÉTRICA

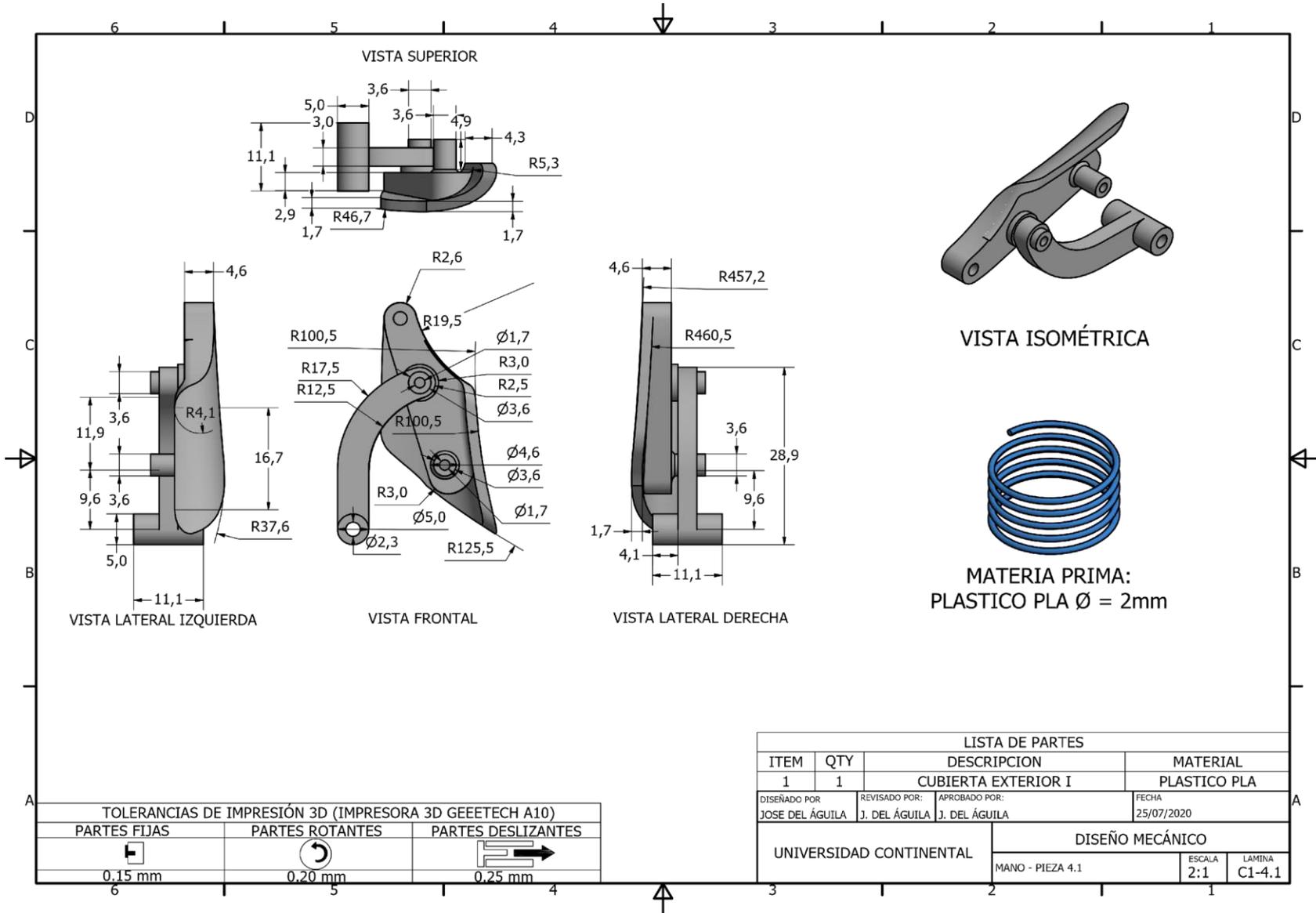


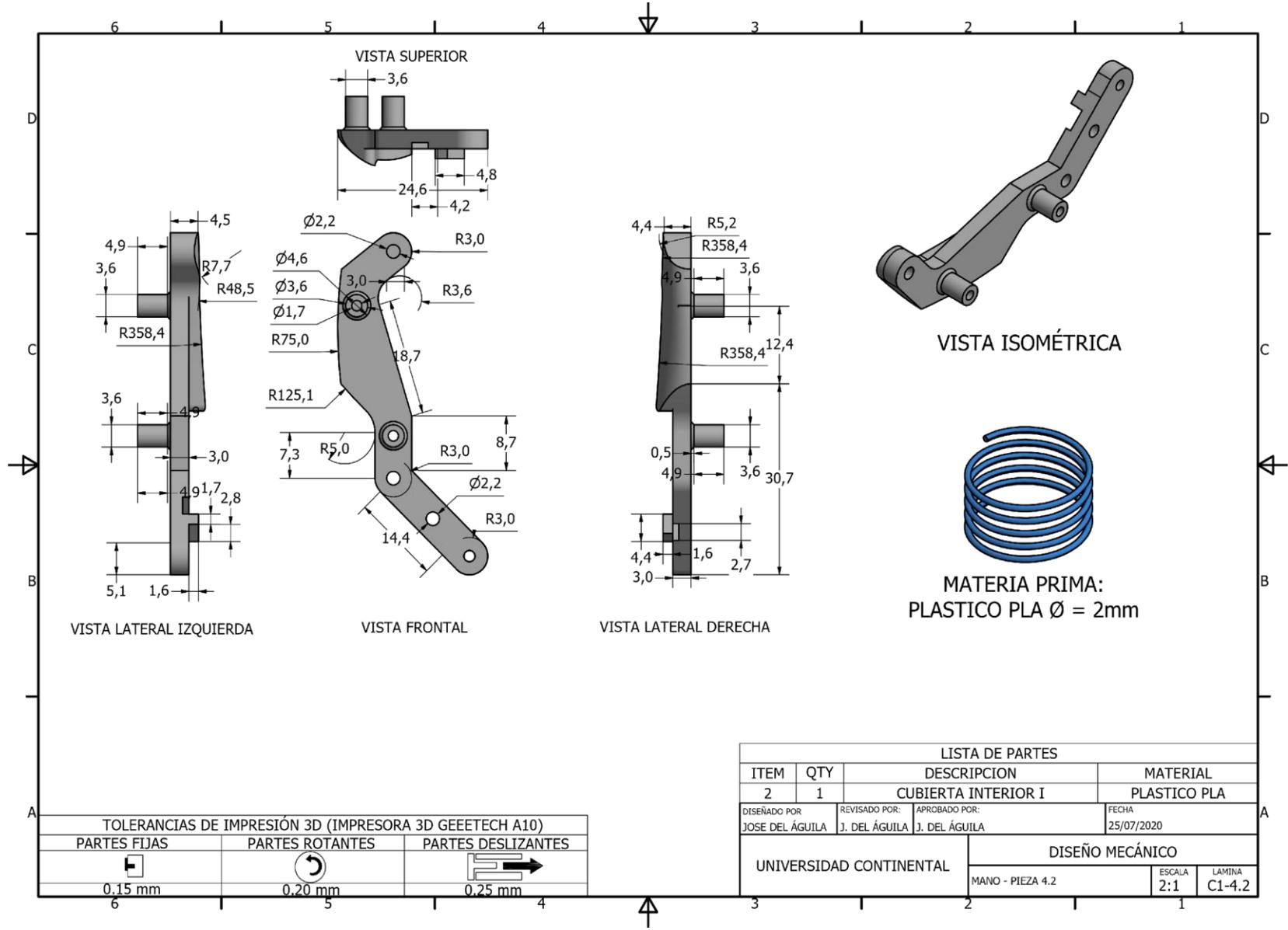
MATERIA PRIMA:
PLASTICO PLA Ø = 2mm

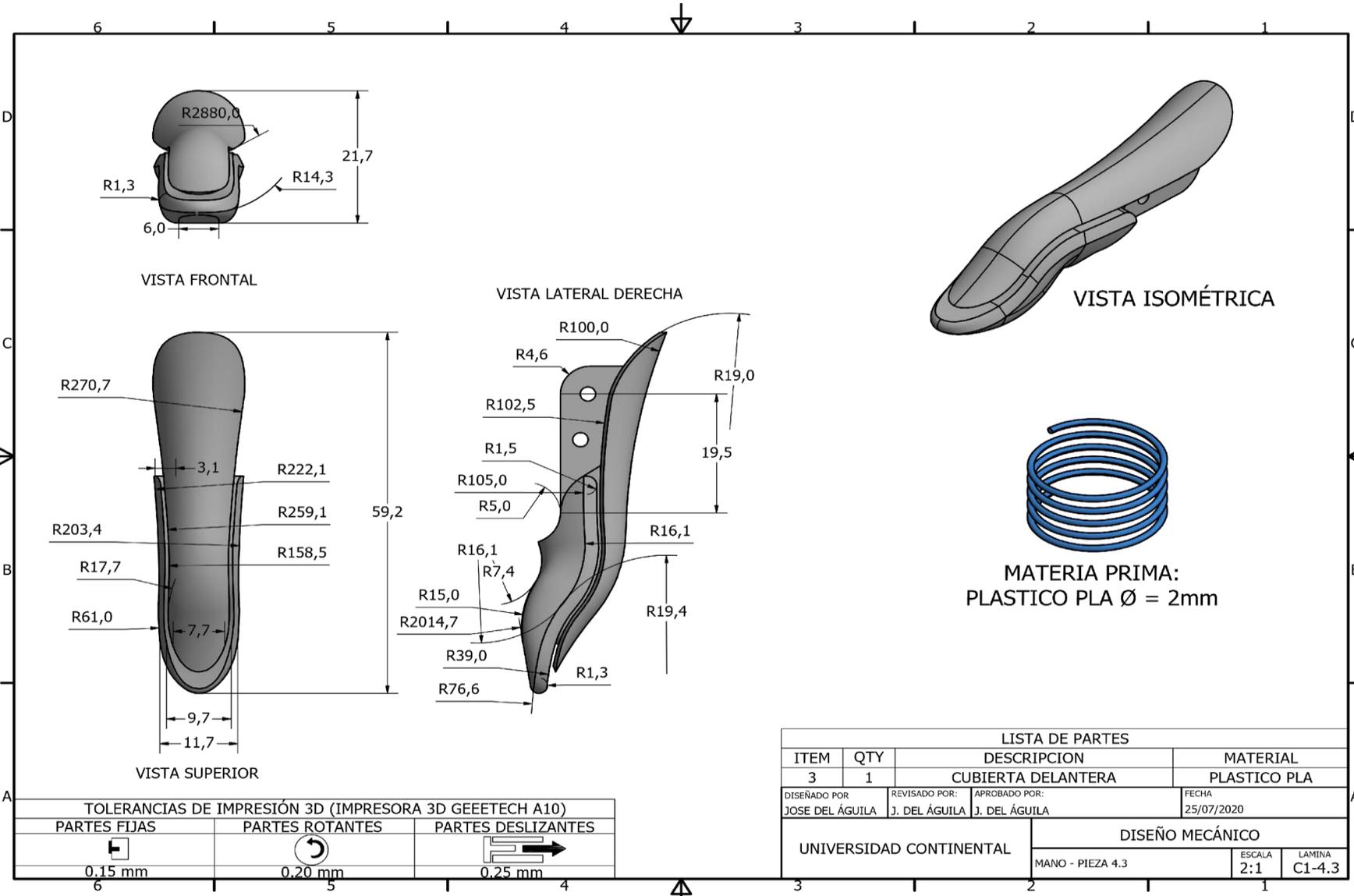
TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0.15 mm	 0.20 mm	 0.25 mm

LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
1	1	PULGAR	PLASTICO PLA
DISEÑADO POR:		REVISADO POR:	APROBADO POR:
JOSE DEL ÁGUILA		J. DEL ÁGUILA	J. DEL ÁGUILA
			FECHA
			25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL			DISEÑO MECÁNICO
MANO - PIEZA 3			ESCALA
			1:2
			LÁMINA
			C1-3



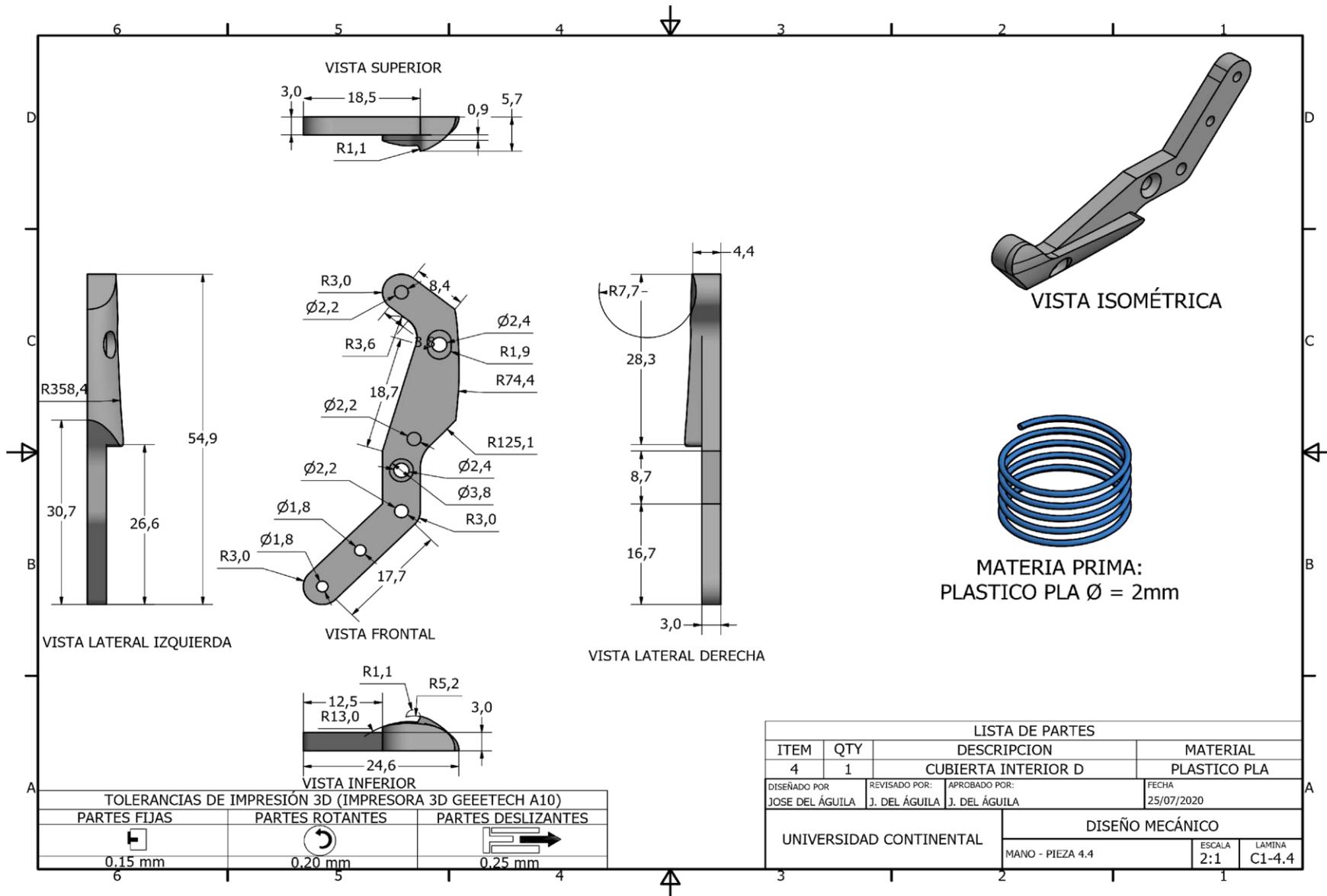


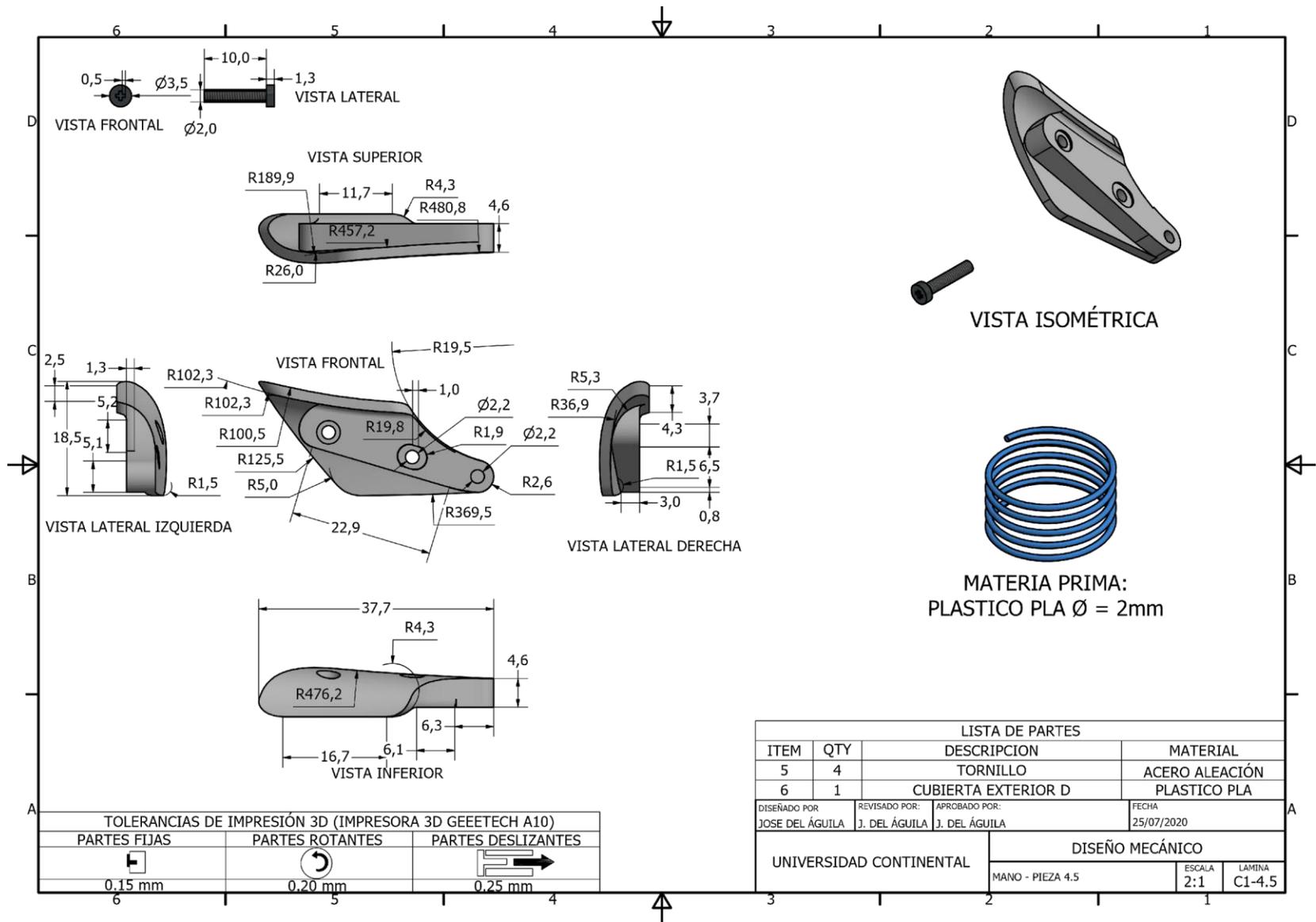


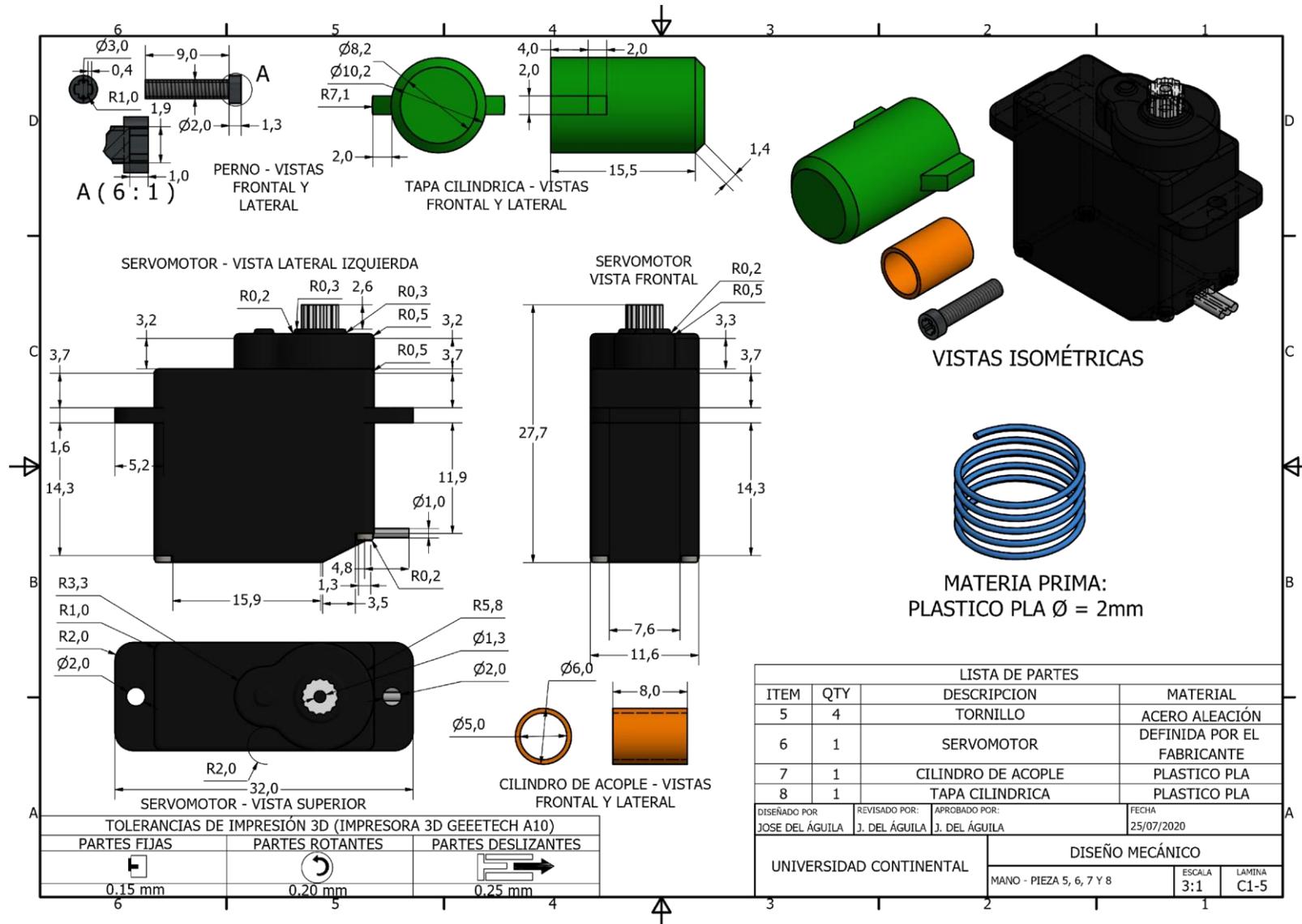


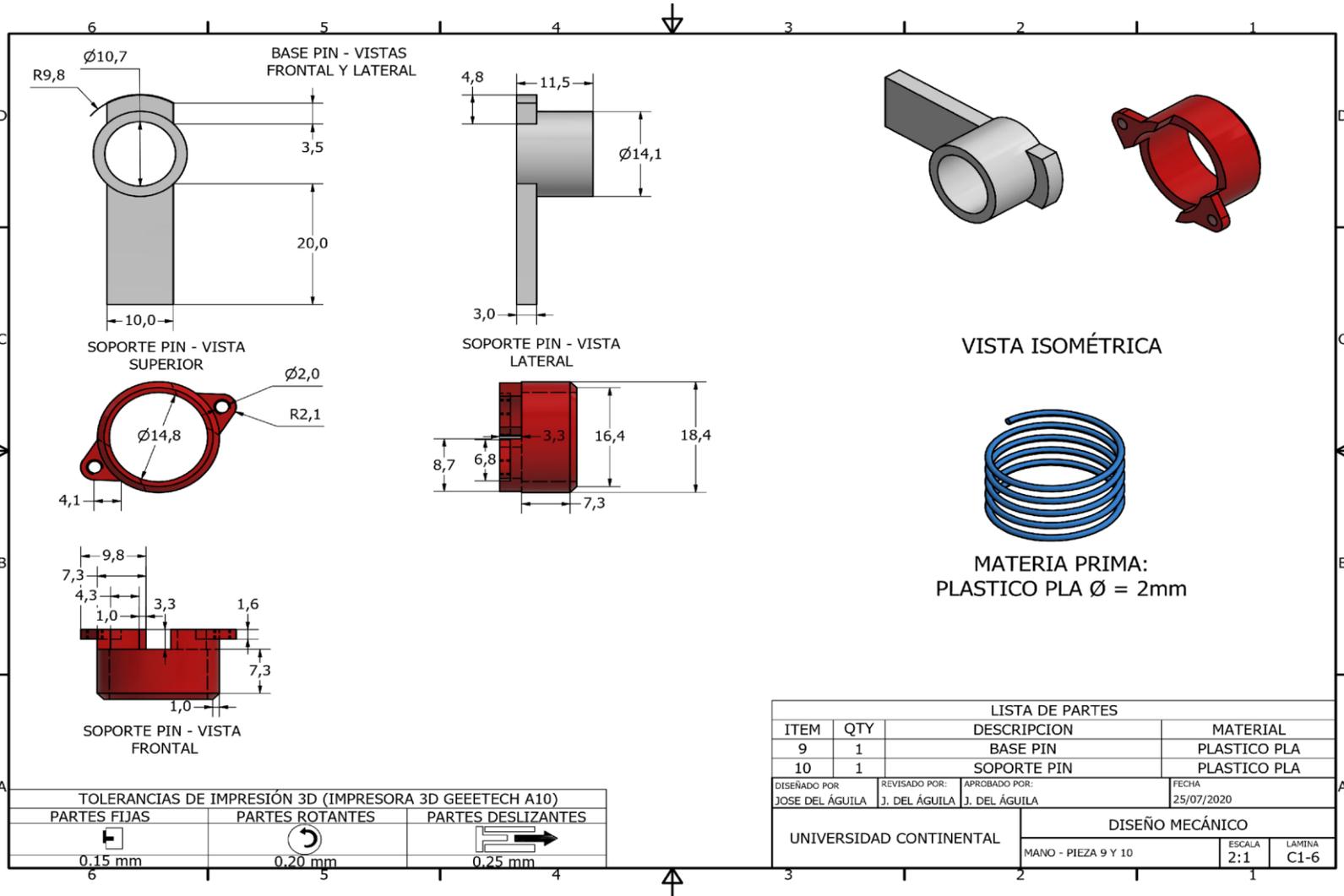
TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0,15 mm	 0,20 mm	 0,25 mm

LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
3	1	CUBIERTA DELANTERA	PLASTICO PLA
DISEÑADO POR		REVISADO POR:	APROBADO POR:
JOSE DEL ÁGUILA		J. DEL ÁGUILA	J. DEL ÁGUILA
			FECHA
			25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL		DISEÑO MECÁNICO	
		MANO - PIEZA 4.3	ESCALA 2:1
			LAMINA C1-4.3







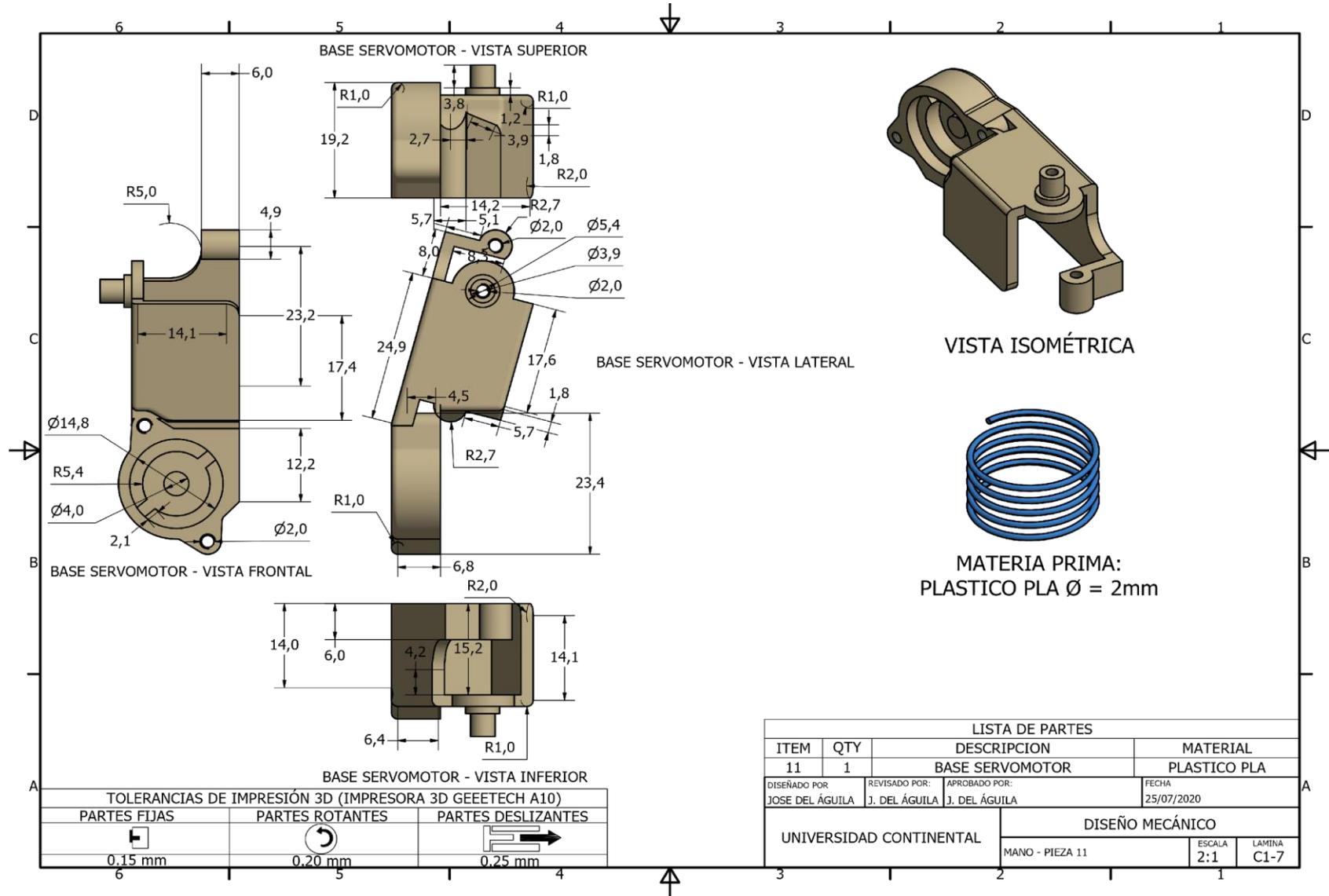


TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
0,15 mm	0,20 mm	0,25 mm

LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
9	1	BASE PIN	PLASTICO PLA
10	1	SOPORTE PIN	PLASTICO PLA

DISEÑADO POR: JOSE DEL ÁGUILA	REVISADO POR: J. DEL ÁGUILA	APROBADO POR: J. DEL ÁGUILA	FECHA: 25/07/2020
----------------------------------	--------------------------------	--------------------------------	----------------------

UNIVERSIDAD CONTINENTAL	DISEÑO MECÁNICO	
MANO - PIEZA 9 Y 10	ESCALA 2:1	LAMINA C1-6



INDICE - VISTA INFERIOR

INDICE - VISTA FRONTAL

INDICE - VISTA LATERAL

INDICE - VISTA TRASERA

INDICE - VISTA SUPERIOR

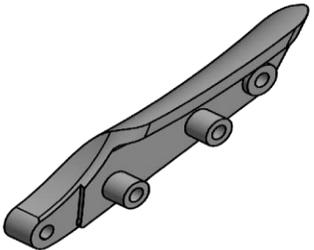
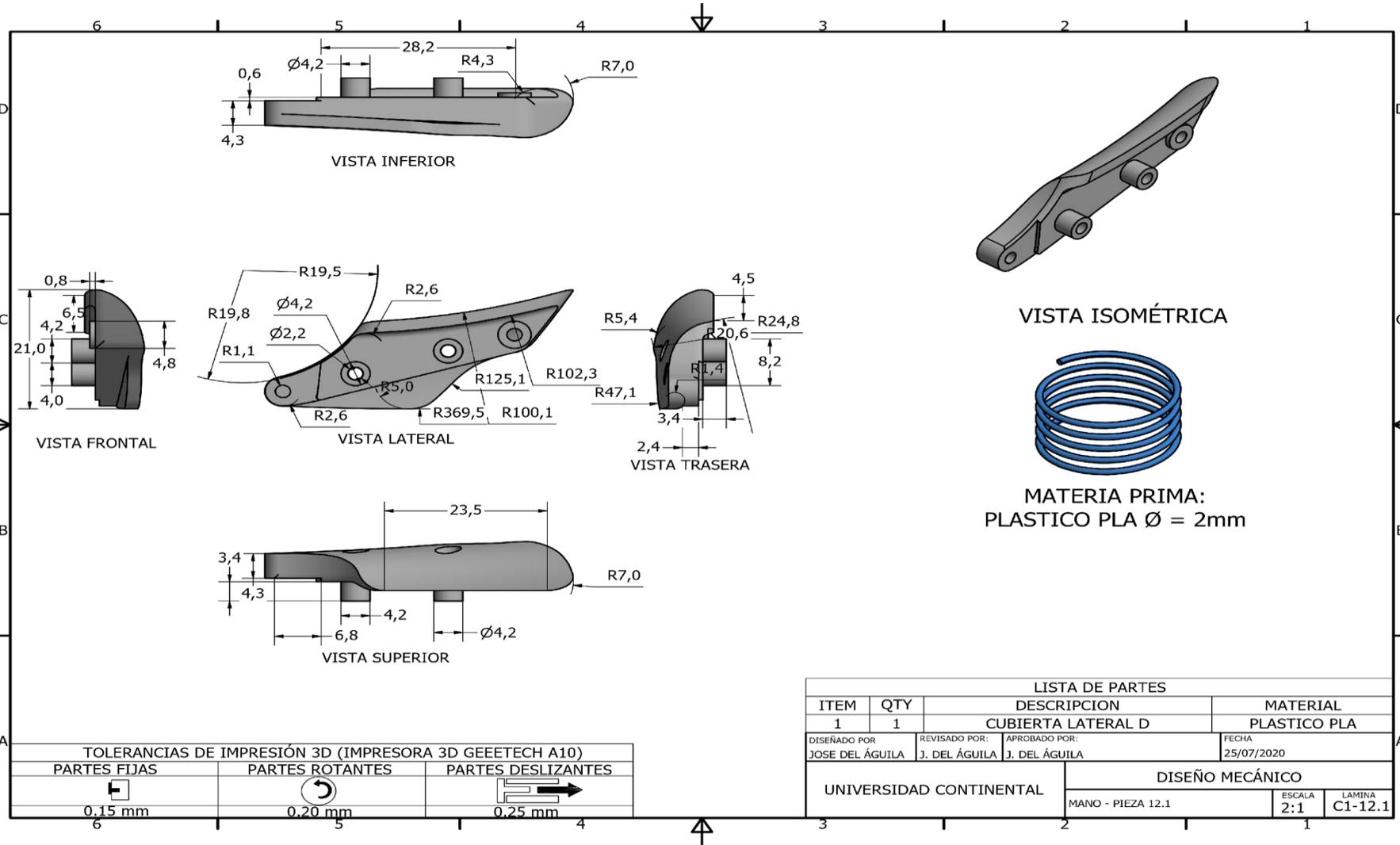
VISTA ISOMÉTRICA

MATERIA PRIMA:
PLASTICO PLA Ø = 2mm

ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
1	1	CUBIERTA LATERAL D	PLASTICO PLA
2	1	INTERIOR LATERAL D	PLASTICO PLA
3	1	CUBIERTA DELANTERA	PLASTICO PLA
4	1	CLIP	PLASTICO PLA
5	5	PINES	PLASTICO PLA
6	1	ENGRANE	PLASTICO PLA
7	1	CUBIERTA INFERIOR	PLASTICO PLA
8	1	INTERIOR LATERAL I	PLASTICO PLA
9	1	CUBIERTA LATERAL I	PLASTICO PLA

TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
0,15 mm	0,20 mm	0,25 mm

DISEÑADO POR JOSE DEL ÁGUILA	REVISADO POR: J. DEL ÁGUILA	APROBADO POR: J. DEL ÁGUILA	FECHA 25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL			DISEÑO MECÁNICO
MANO - PIEZA 12		ESCALA 2:1	LÁMINA C1-8



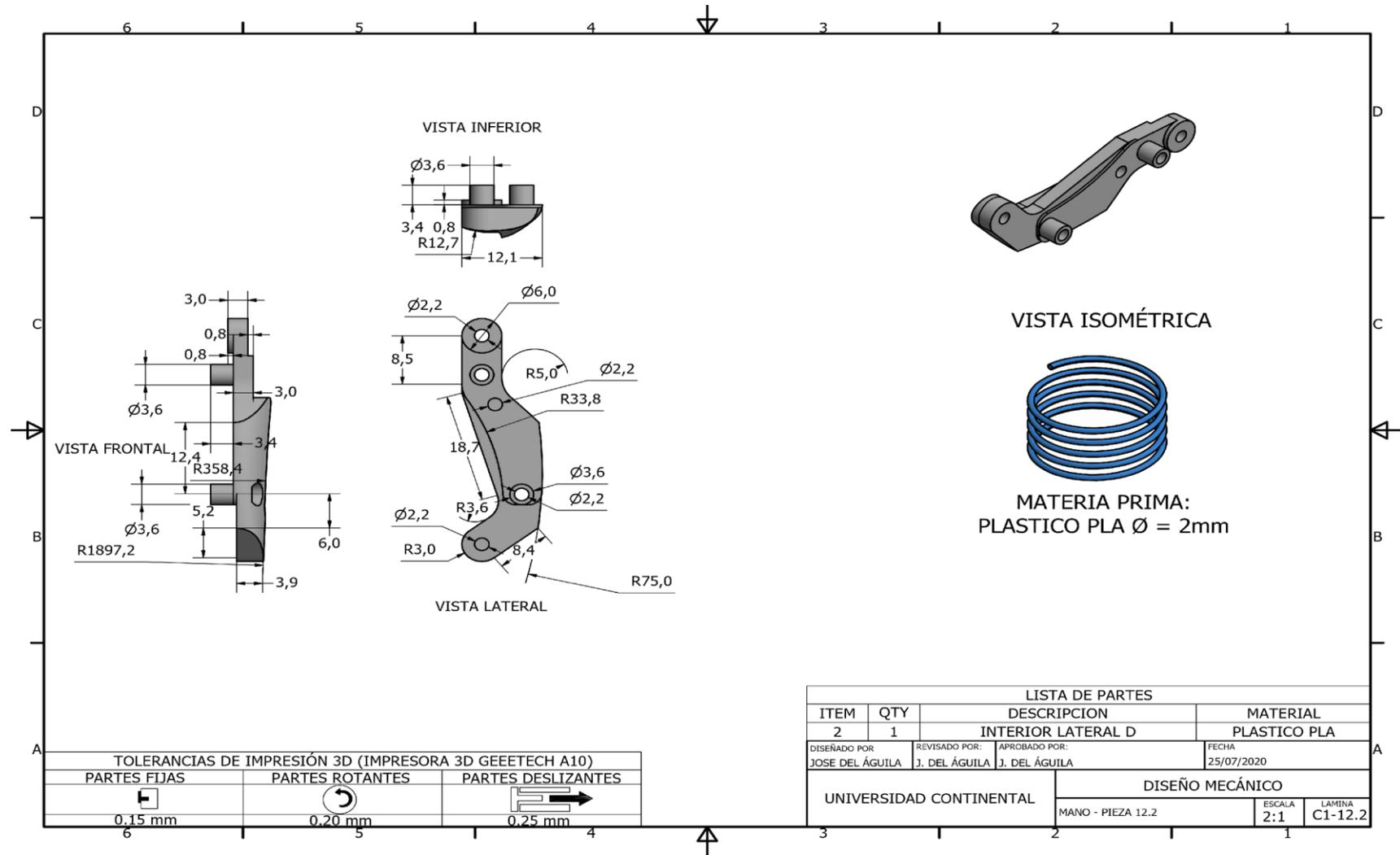
VISTA ISOMÉTRICA



MATERIA PRIMA:
PLASTICO PLA Ø = 2mm

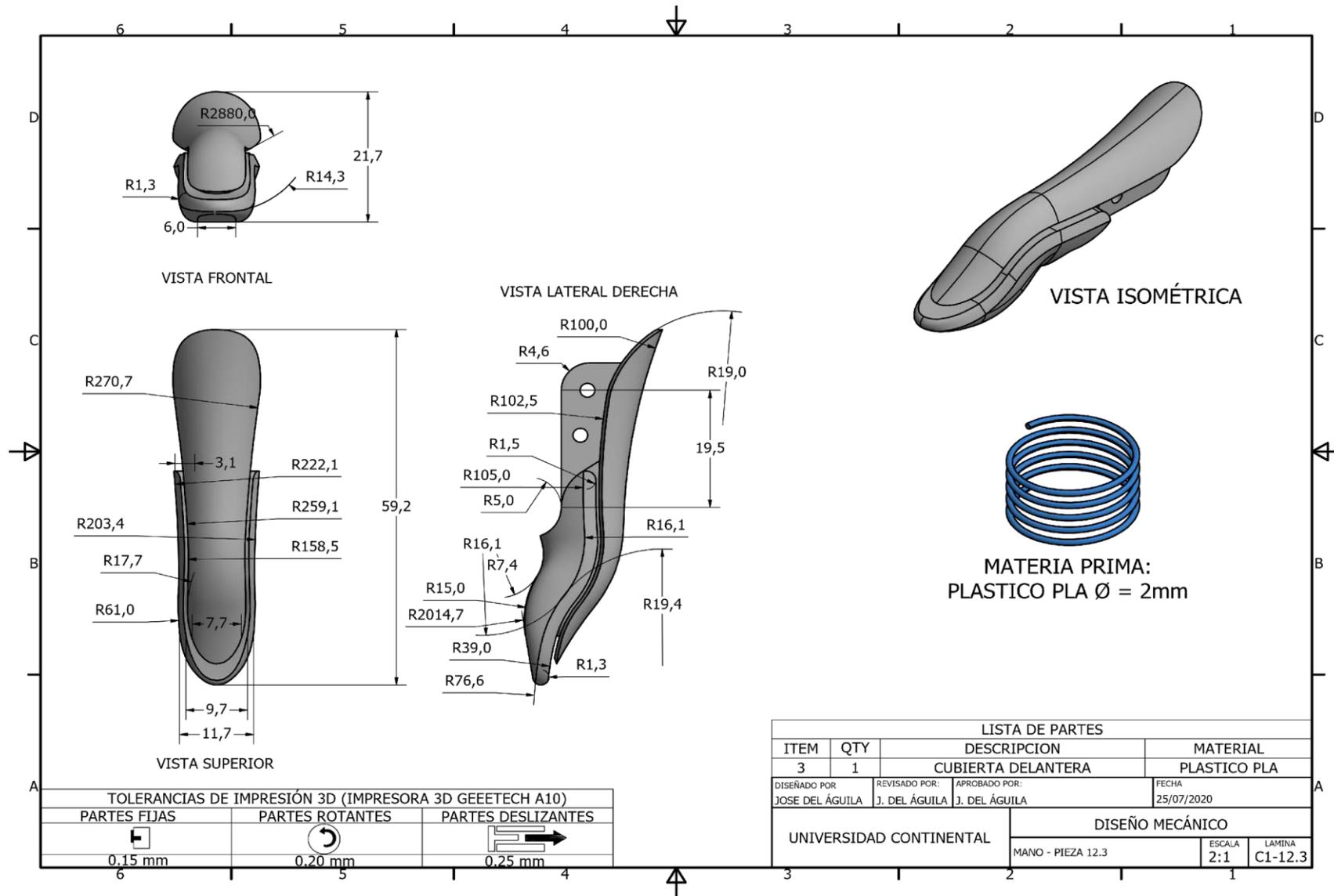
TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0.15 mm	 0.20 mm	 0.25 mm

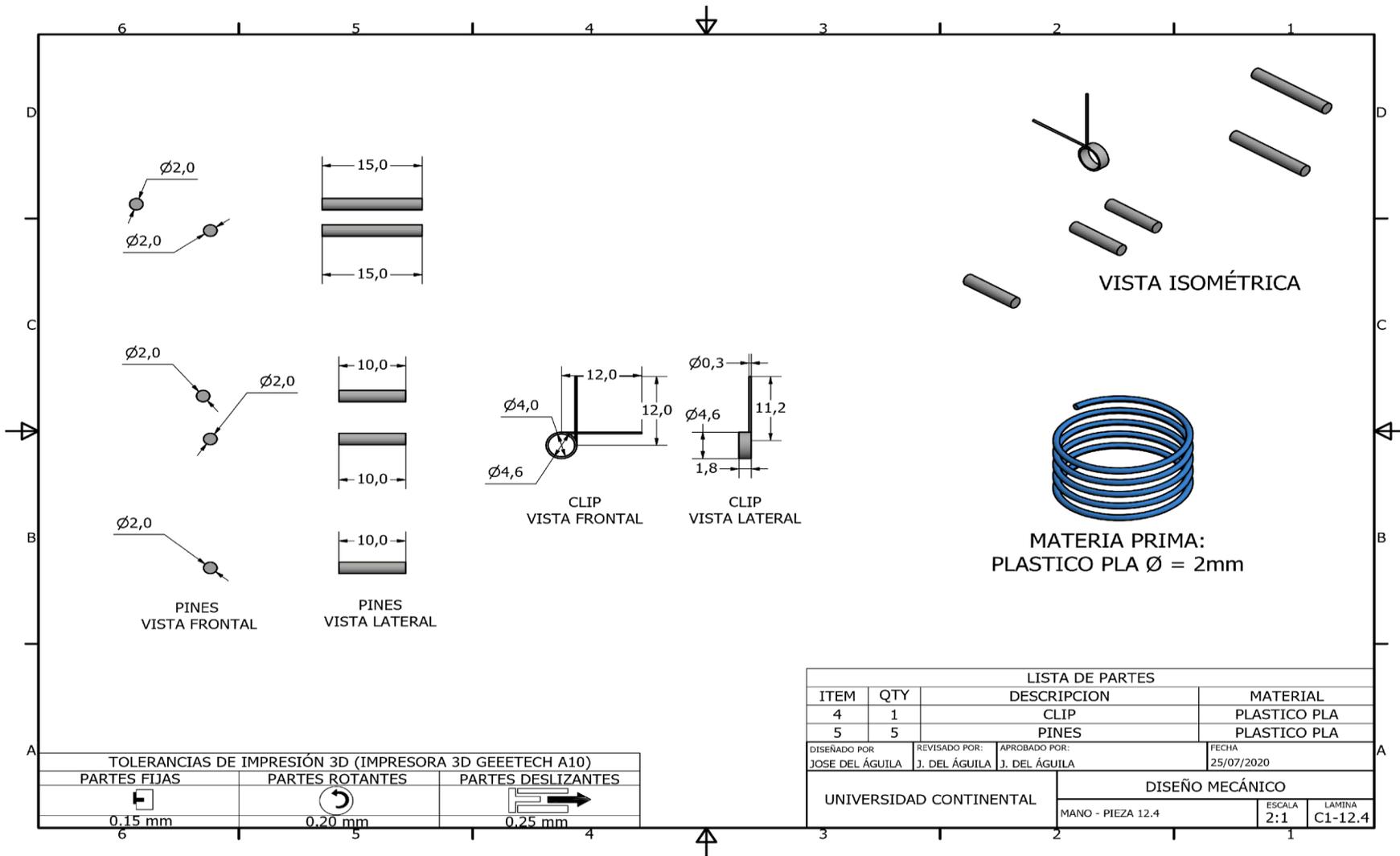
LISTA DE PARTES				
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL	
1	1	CUBIERTA LATERAL D	PLASTICO PLA	
DISEÑADO POR		REVISADO POR:	APROBADO POR:	
JOSE DEL ÁGUILA		J. DEL ÁGUILA	J. DEL ÁGUILA	
			FECHA	
			25/07/2020	
UNIVERSIDAD CONTINENTAL			DISEÑO MECÁNICO	
			MANO - PIEZA 12.1	ESCALA 2:1 LAMINA C1-12.1



TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0,15 mm	 0,20 mm	 0,25 mm

LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
2	1	INTERIOR LATERAL D	PLASTICO PLA
DISEÑADO POR		REVISADO POR:	APROBADO POR:
JOSE DEL ÁGUILA		J. DEL ÁGUILA	J. DEL ÁGUILA
			FECHA
			25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL		DISEÑO MECÁNICO	
MANO - PIEZA 12.2		ESCALA	LÁMINA
		2:1	C1-12.2



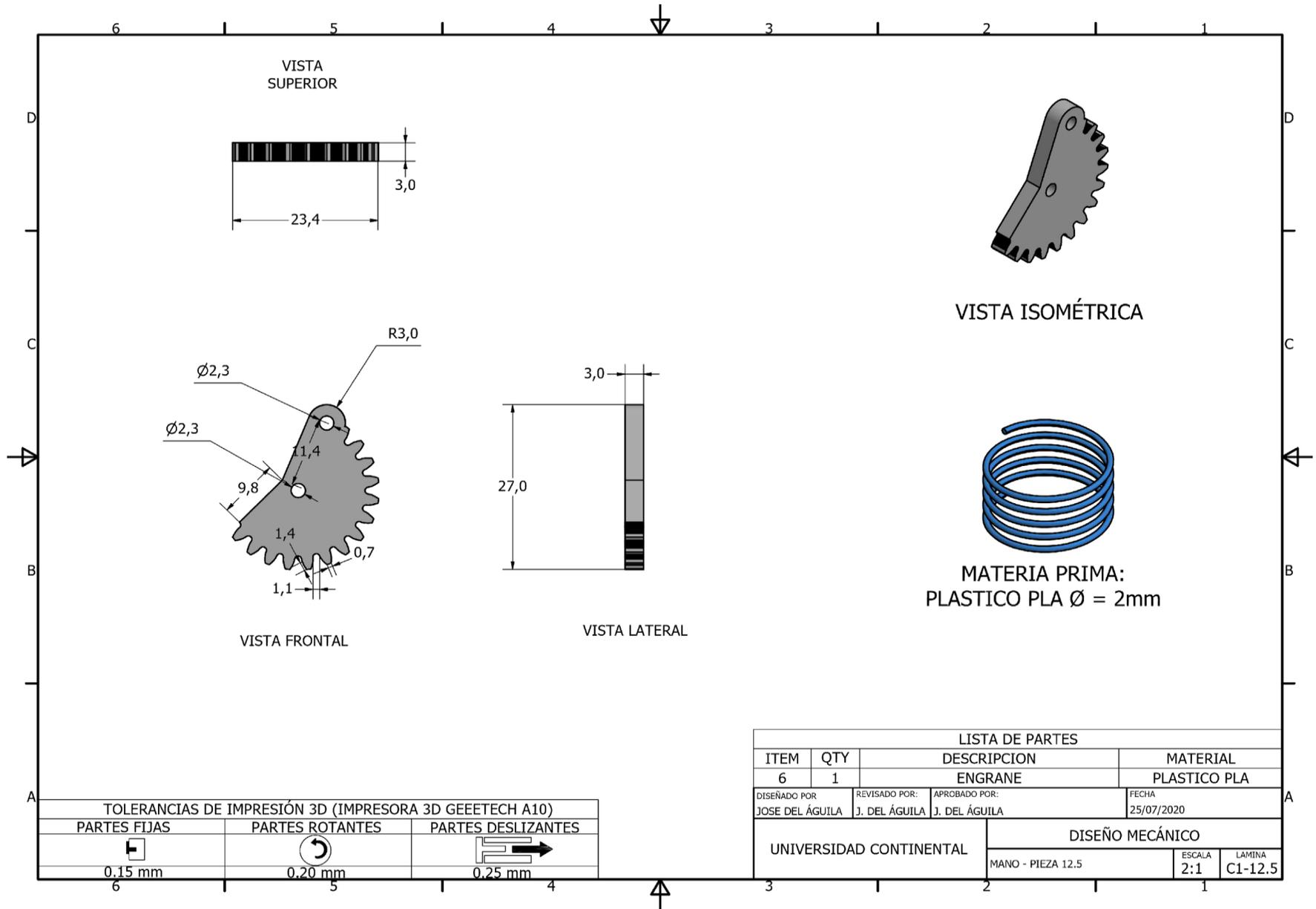


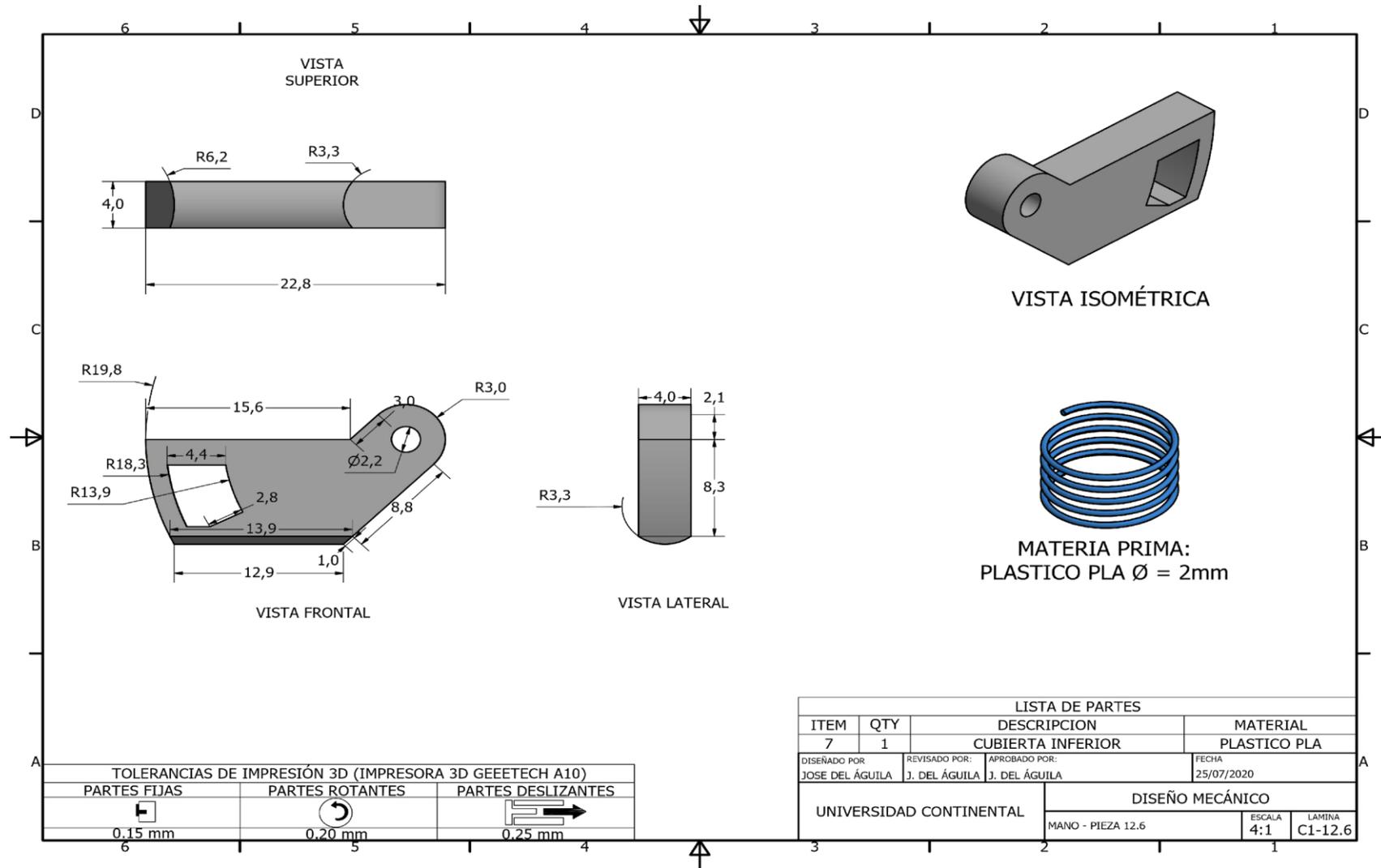
LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
4	1	CLIP	PLASTICO PLA
5	5	PINES	PLASTICO PLA

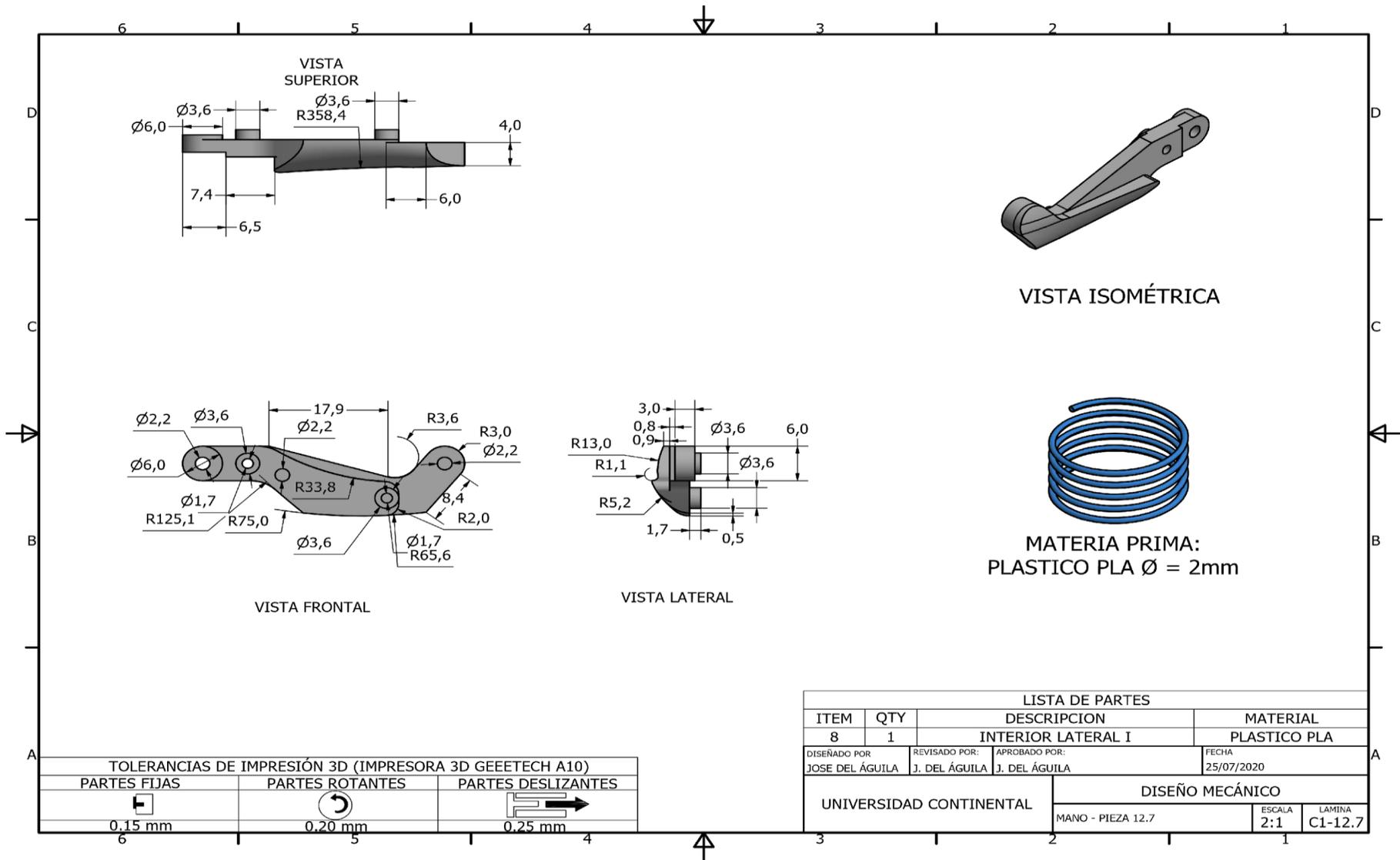
DISEÑADO POR JOSE DEL ÁGUILA	REVISADO POR: J. DEL ÁGUILA	APROBADO POR: J. DEL ÁGUILA	FECHA 25/07/2020
---------------------------------	--------------------------------	--------------------------------	---------------------

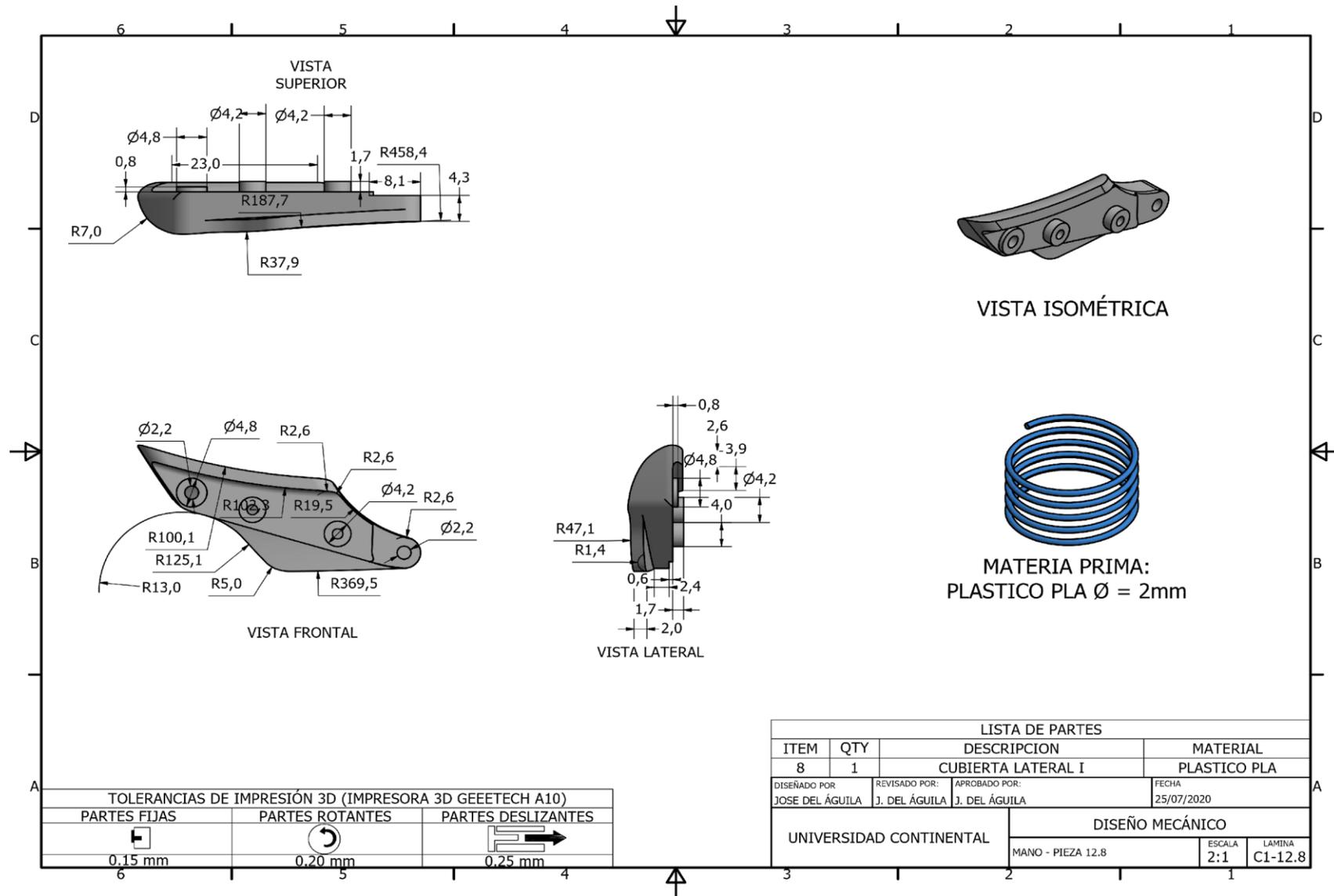
UNIVERSIDAD CONTINENTAL	DISEÑO MECÁNICO	
	MANO - PIEZA 12.4	ESCALA 2:1 LAMINA C1-12.4

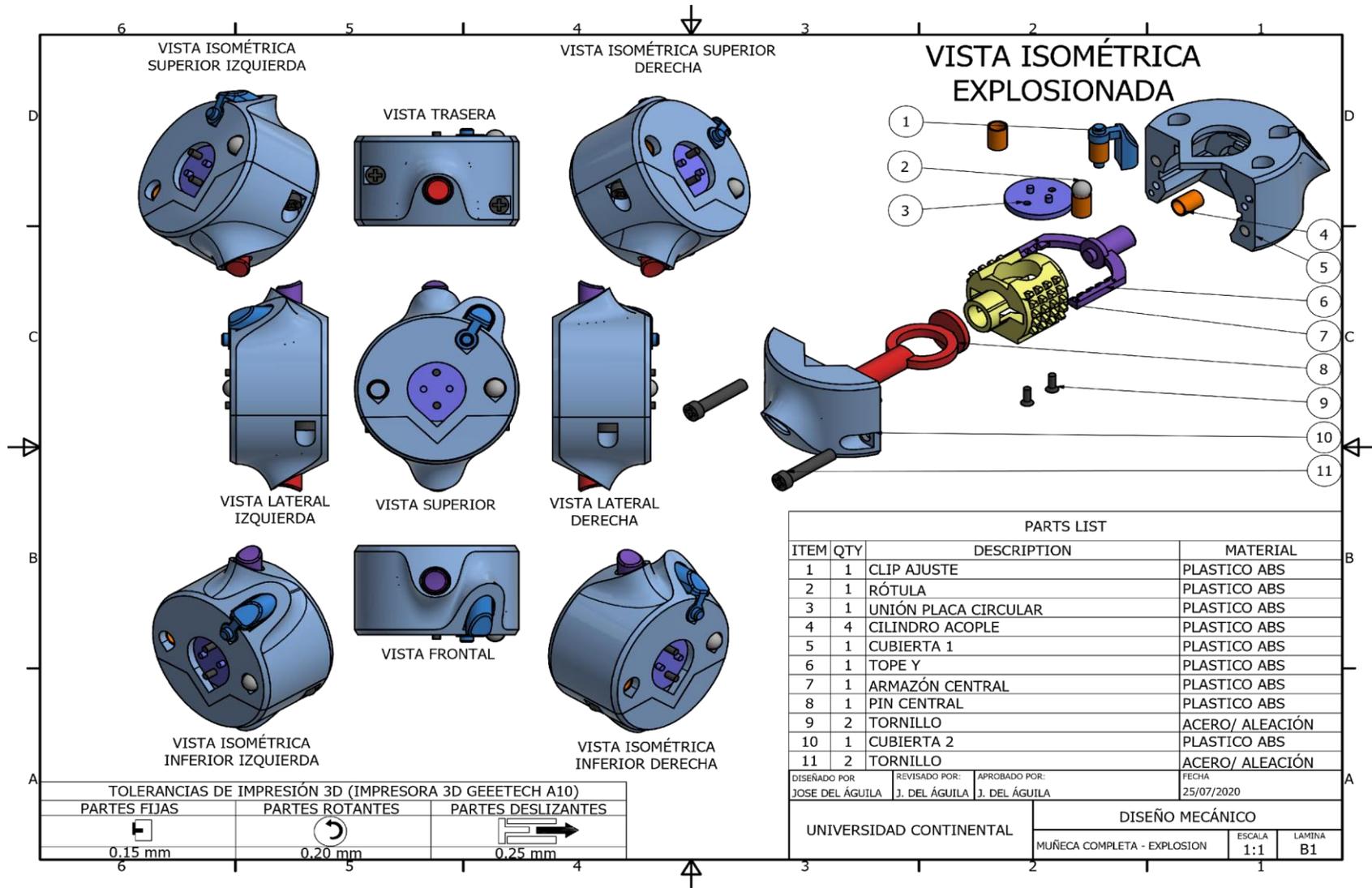
TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
0.15 mm	0.20 mm	0.25 mm

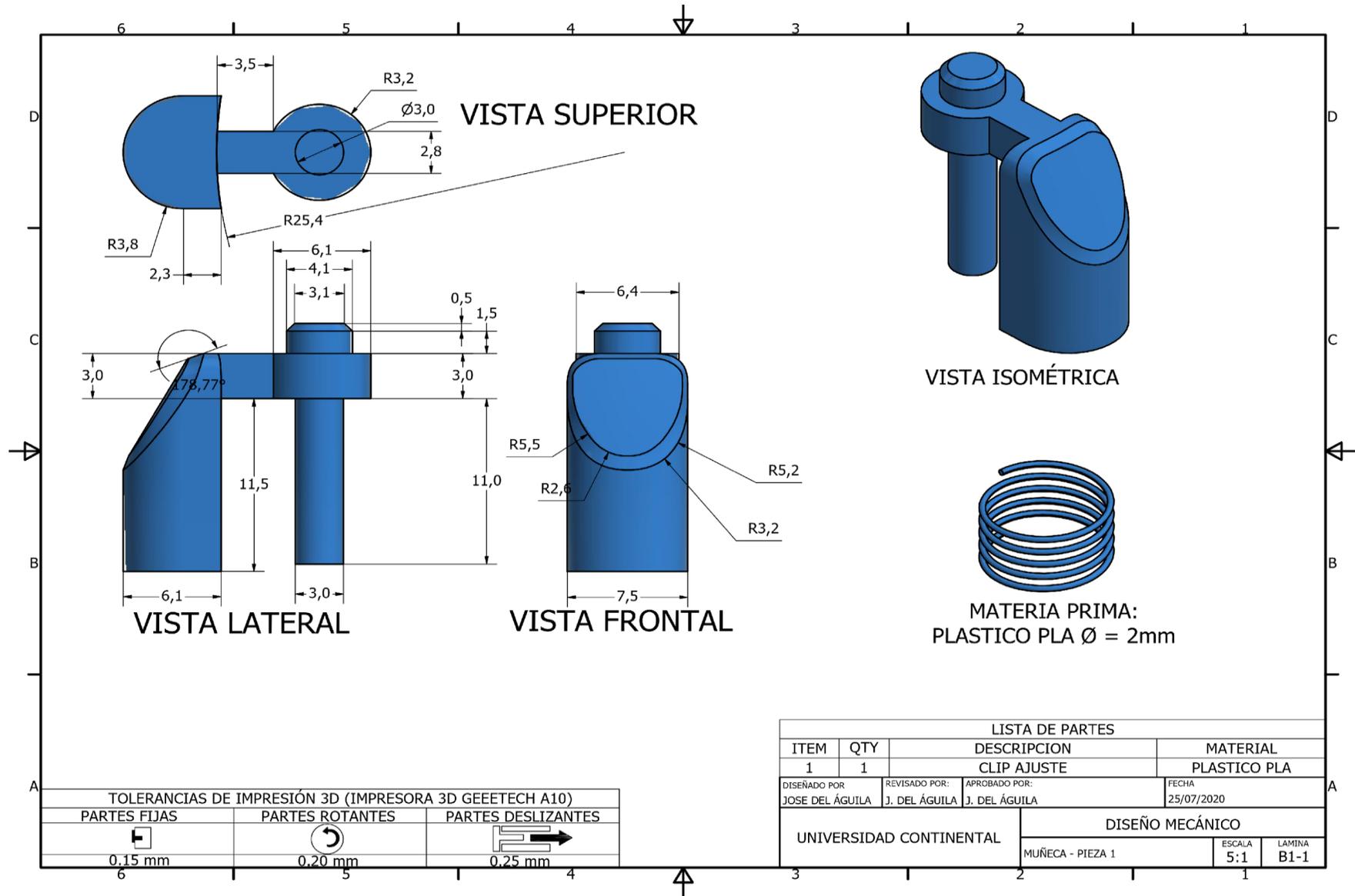


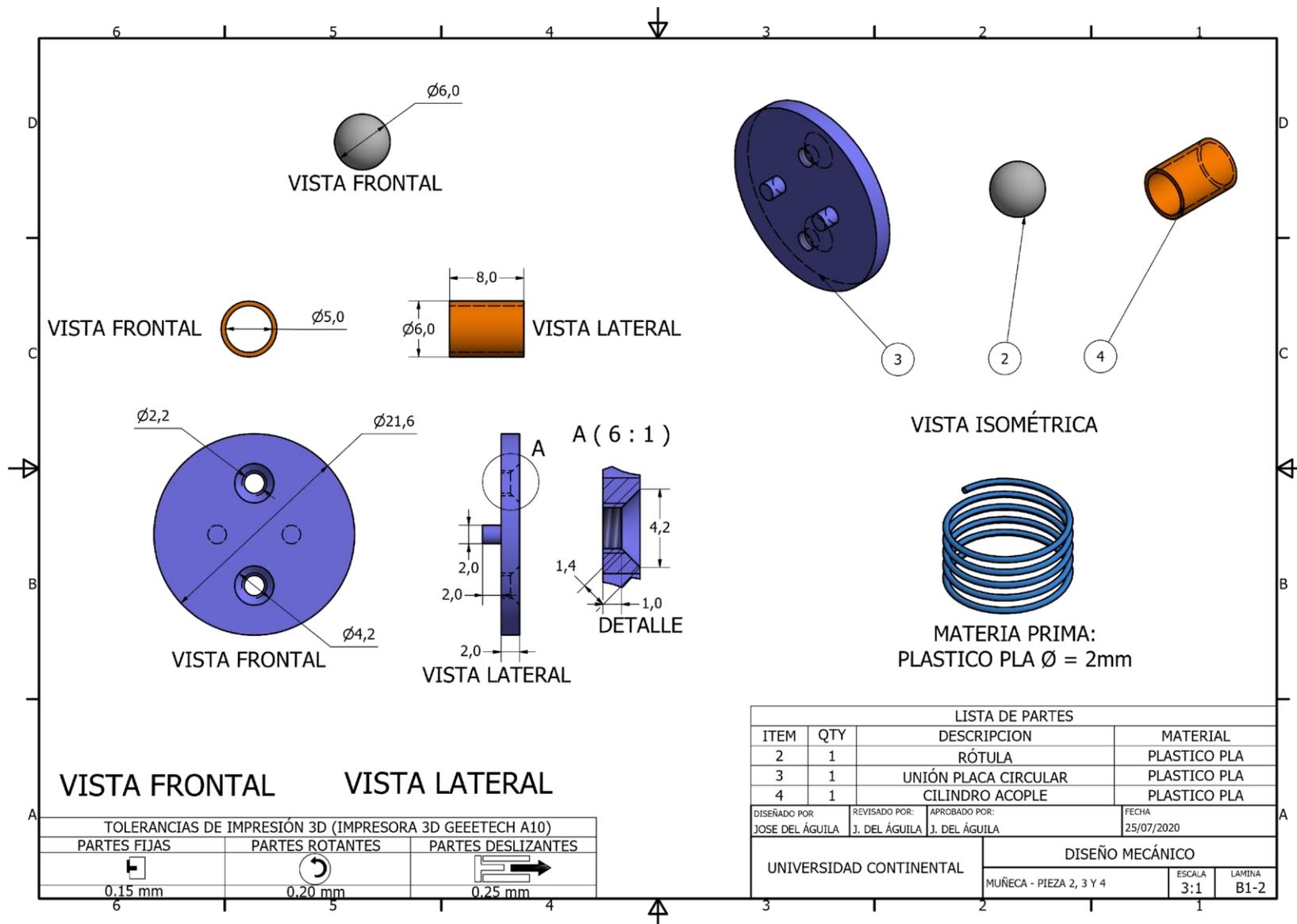








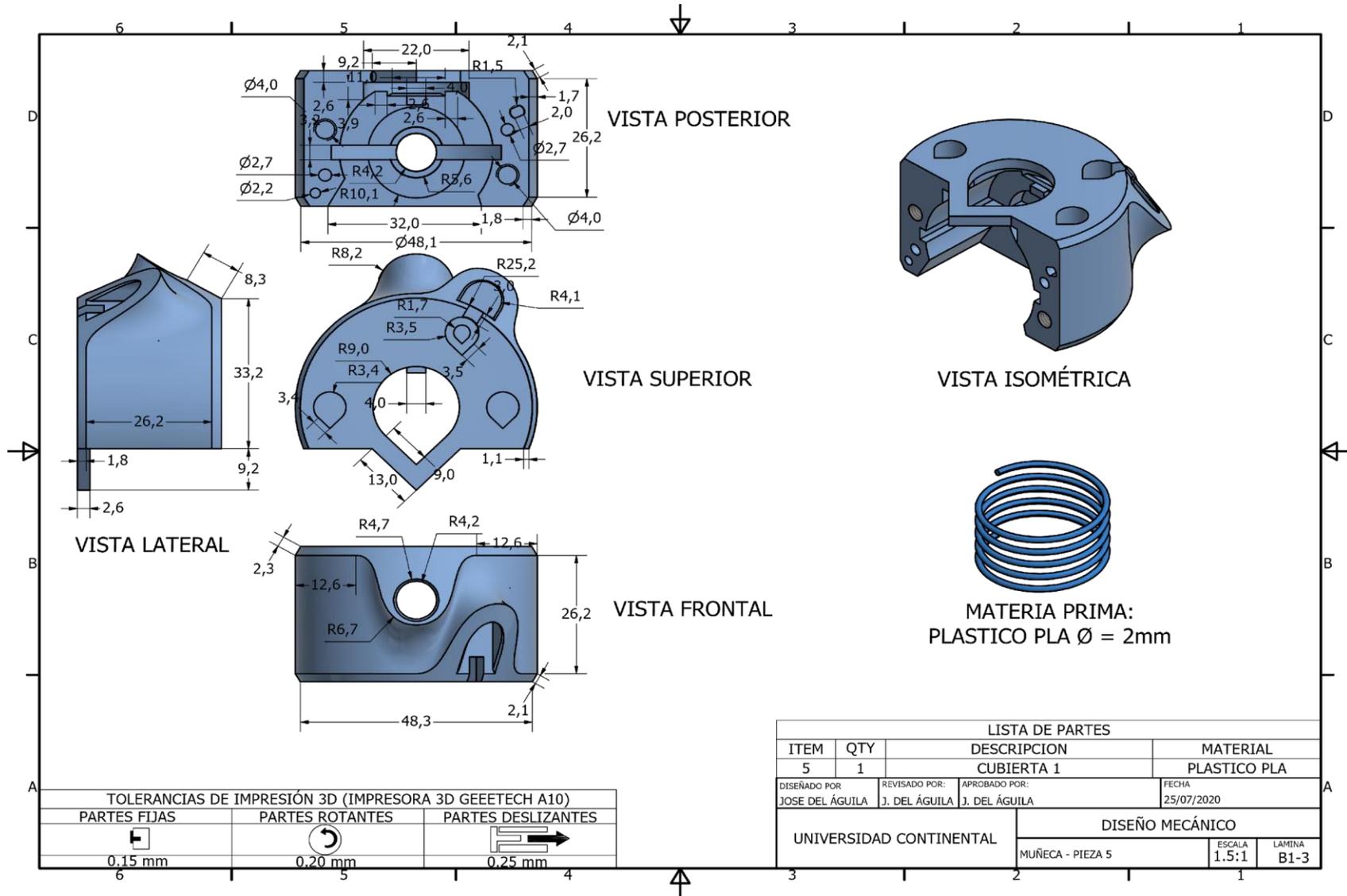




LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
2	1	RÓTULA	PLASTICO PLA
3	1	UNIÓN PLACA CIRCULAR	PLASTICO PLA
4	1	CILINDRO ACOPLE	PLASTICO PLA

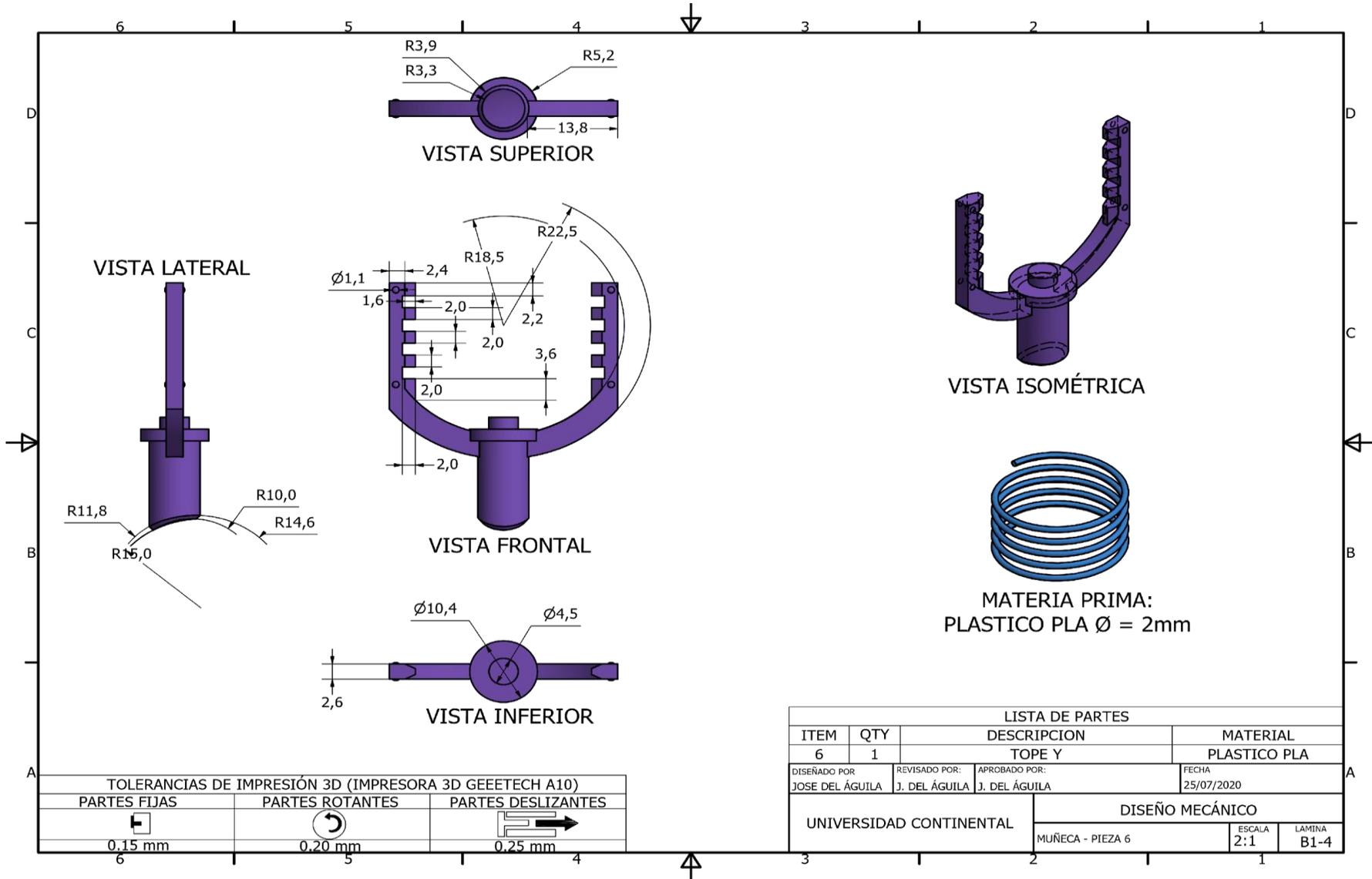
DISEÑADO POR: JOSE DEL ÁGUILA	REVISADO POR: J. DEL ÁGUILA	APROBADO POR: J. DEL ÁGUILA	FECHA: 25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL		DISEÑO MECÁNICO	
MUÑECA - PIEZA 2, 3 Y 4		ESCALA: 3:1	LAMINA: B1-2

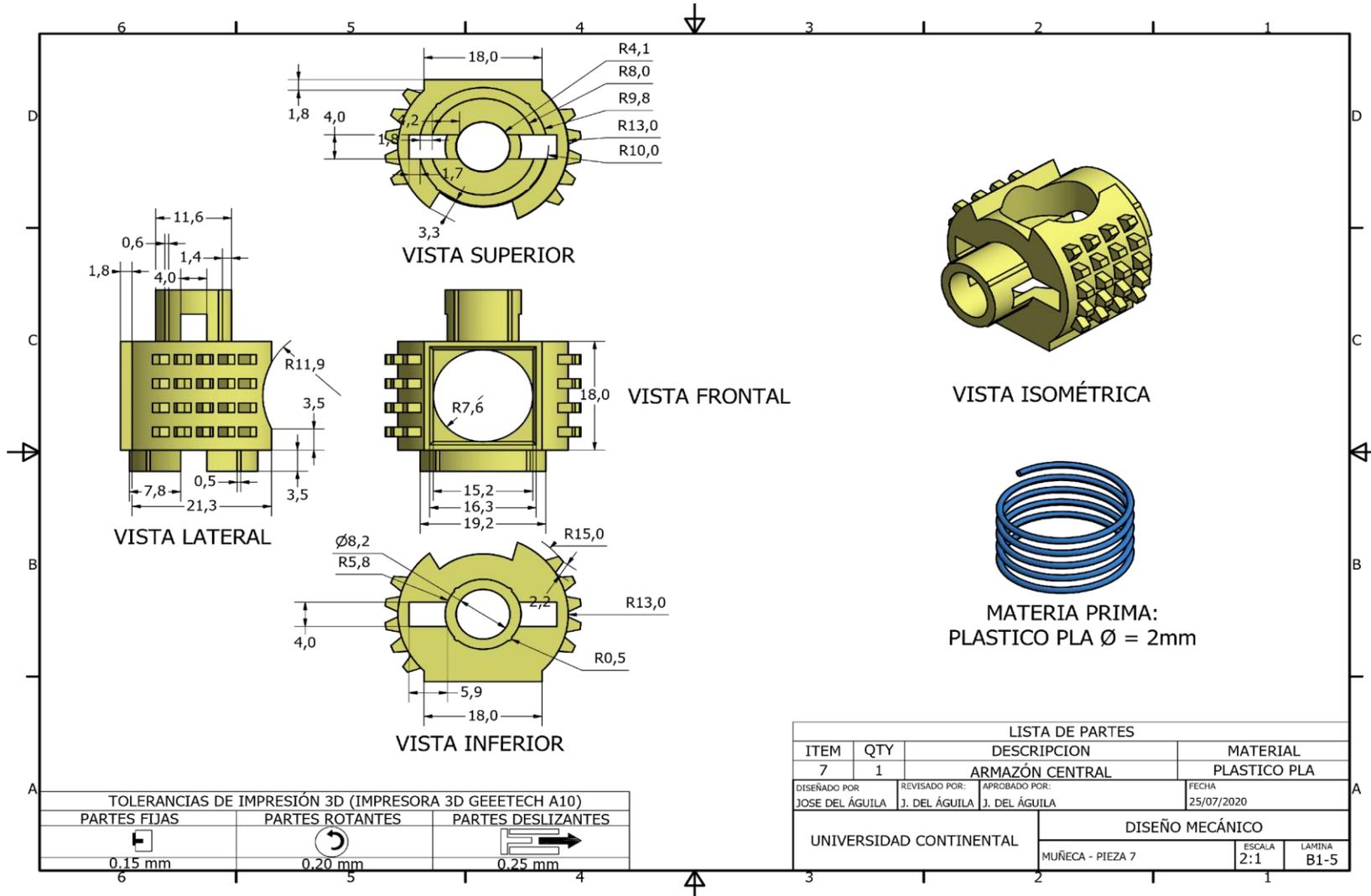
TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0.15 mm	 0.20 mm	 0.25 mm



TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0,15 mm	 0,20 mm	 0,25 mm

LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
5	1	CUBIERTA 1	PLASTICO PLA
DISEÑADO POR:		REVISADO POR:	APROBADO POR:
JOSE DEL ÁGUILA		J. DEL ÁGUILA	J. DEL ÁGUILA
			FECHA
			25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL			DISEÑO MECÁNICO
MUÑECA - PIEZA 5			ESCALA
			1.5:1
			LAMINA
			B1-3

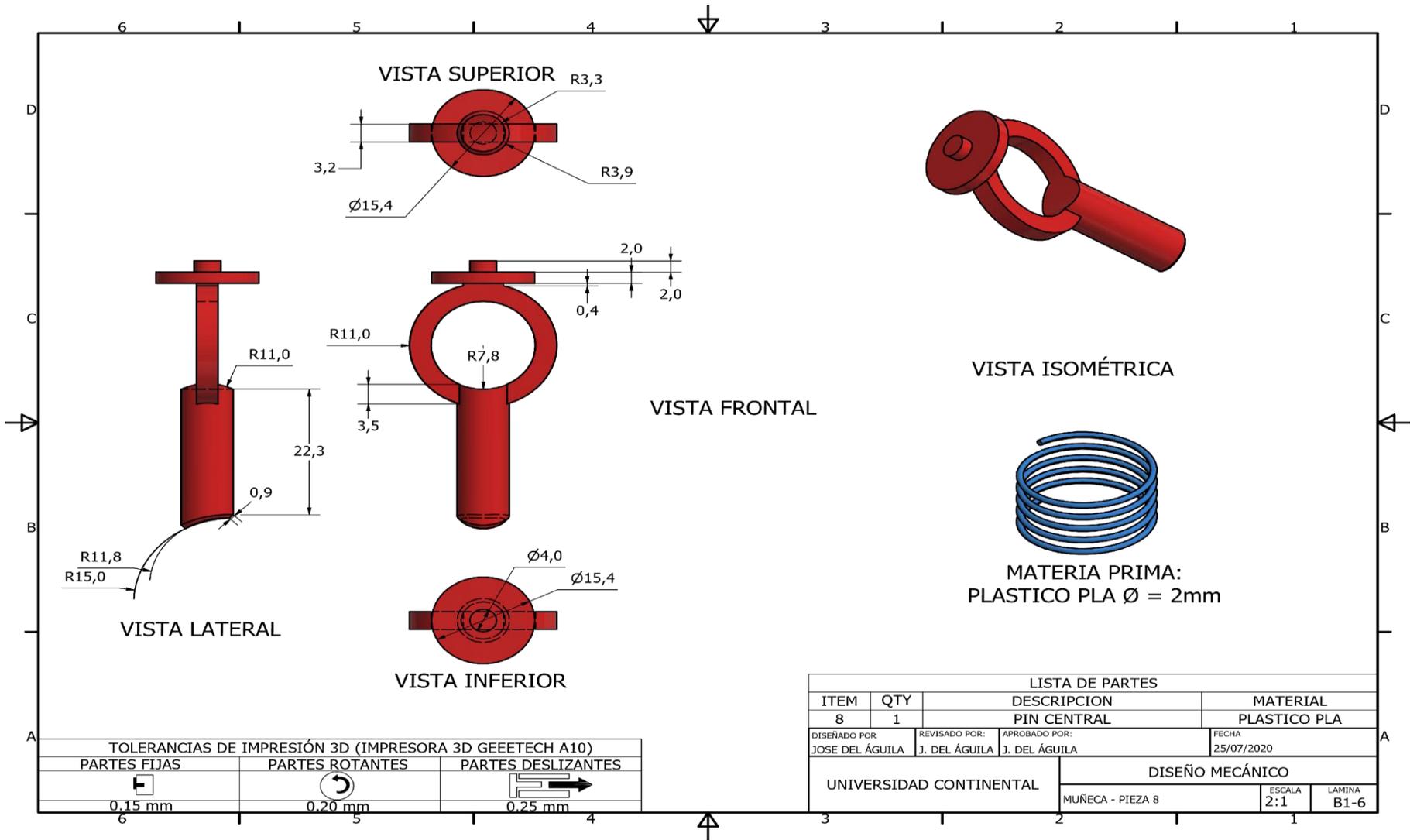


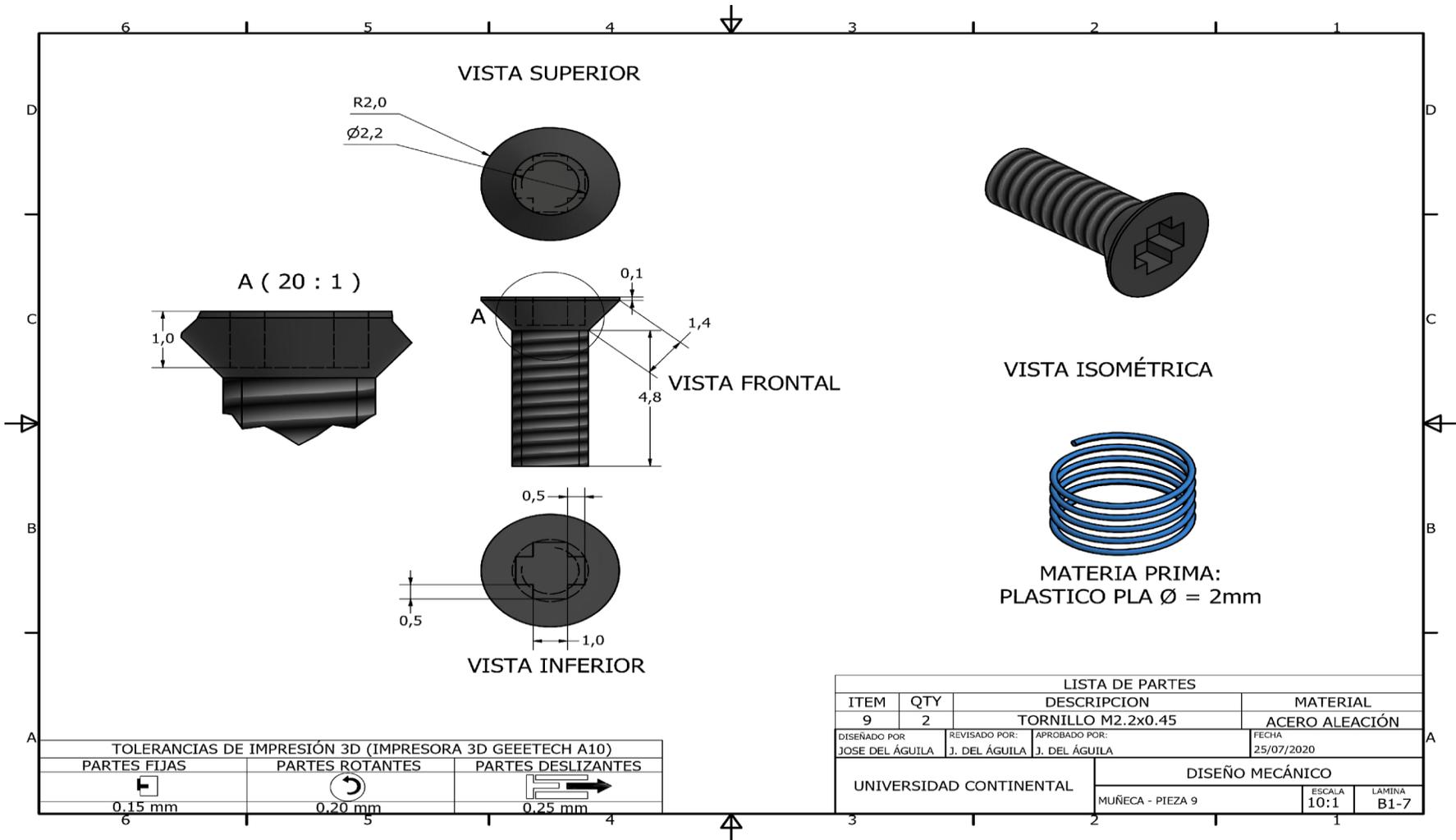


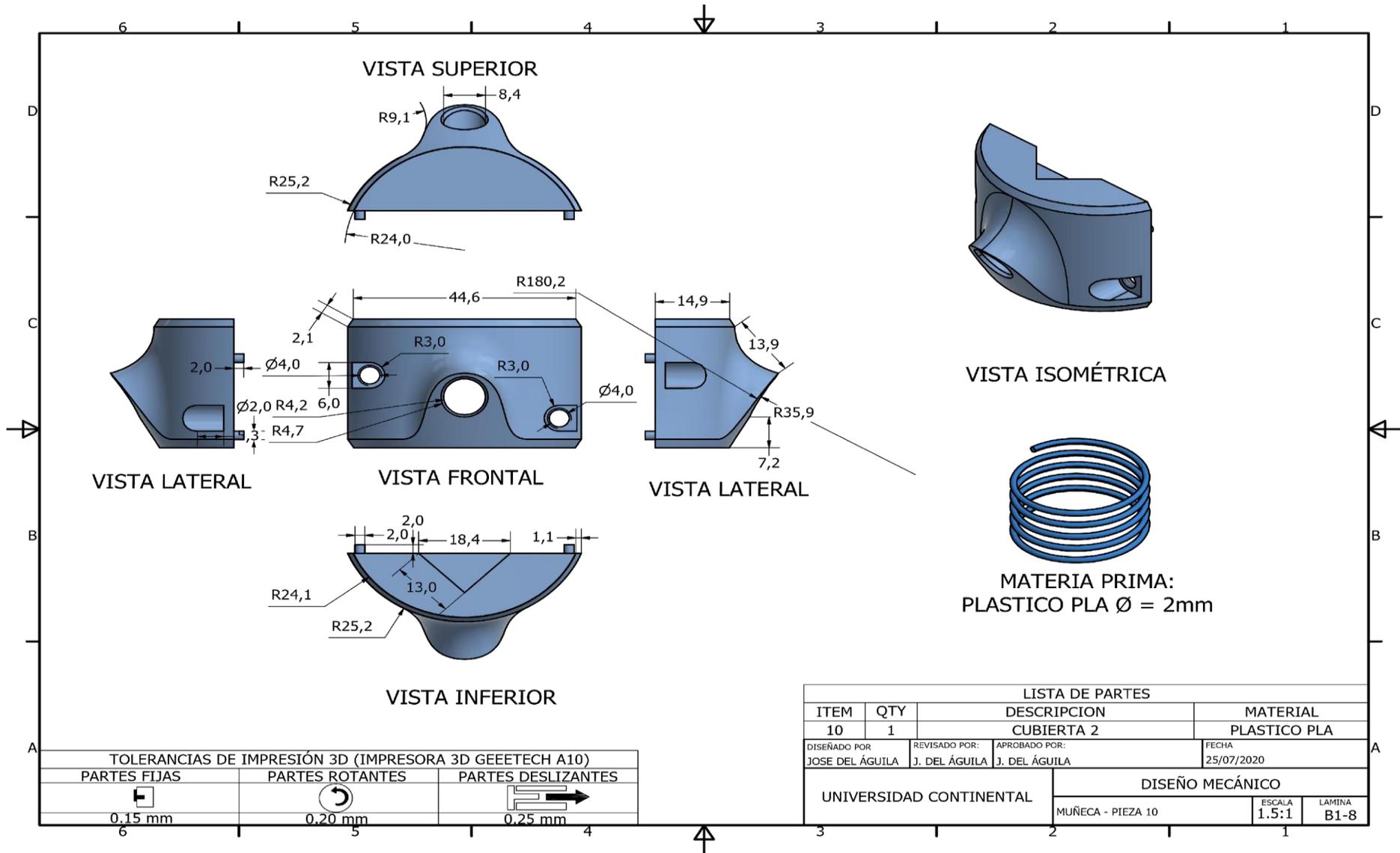
MATERIA PRIMA:
PLASTICO PLA Ø = 2mm

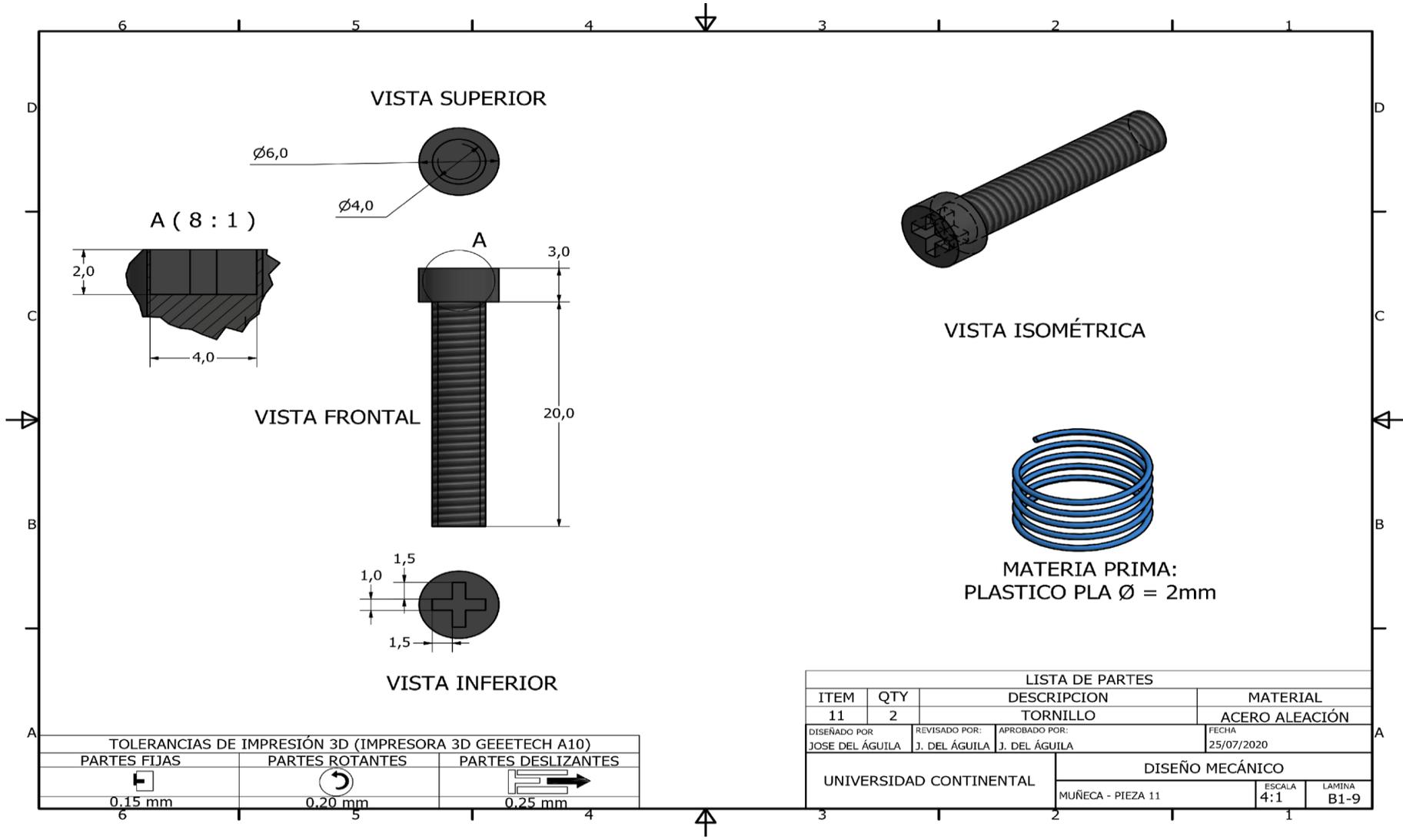
TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0,15 mm	 0,20 mm	 0,25 mm

LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
7	1	ARMAZÓN CENTRAL	PLASTICO PLA
DISEÑADO POR:		REVISADO POR:	APROBADO POR:
JOSE DEL ÁGUILA		J. DEL ÁGUILA	J. DEL ÁGUILA
			FECHA
			25/07/2020
DISEÑO MECÁNICO			
UNIVERSIDAD CONTINENTAL			MUÑECA - PIEZA 7
			ESCALA
			2:1
			LAMINA
			B1-5





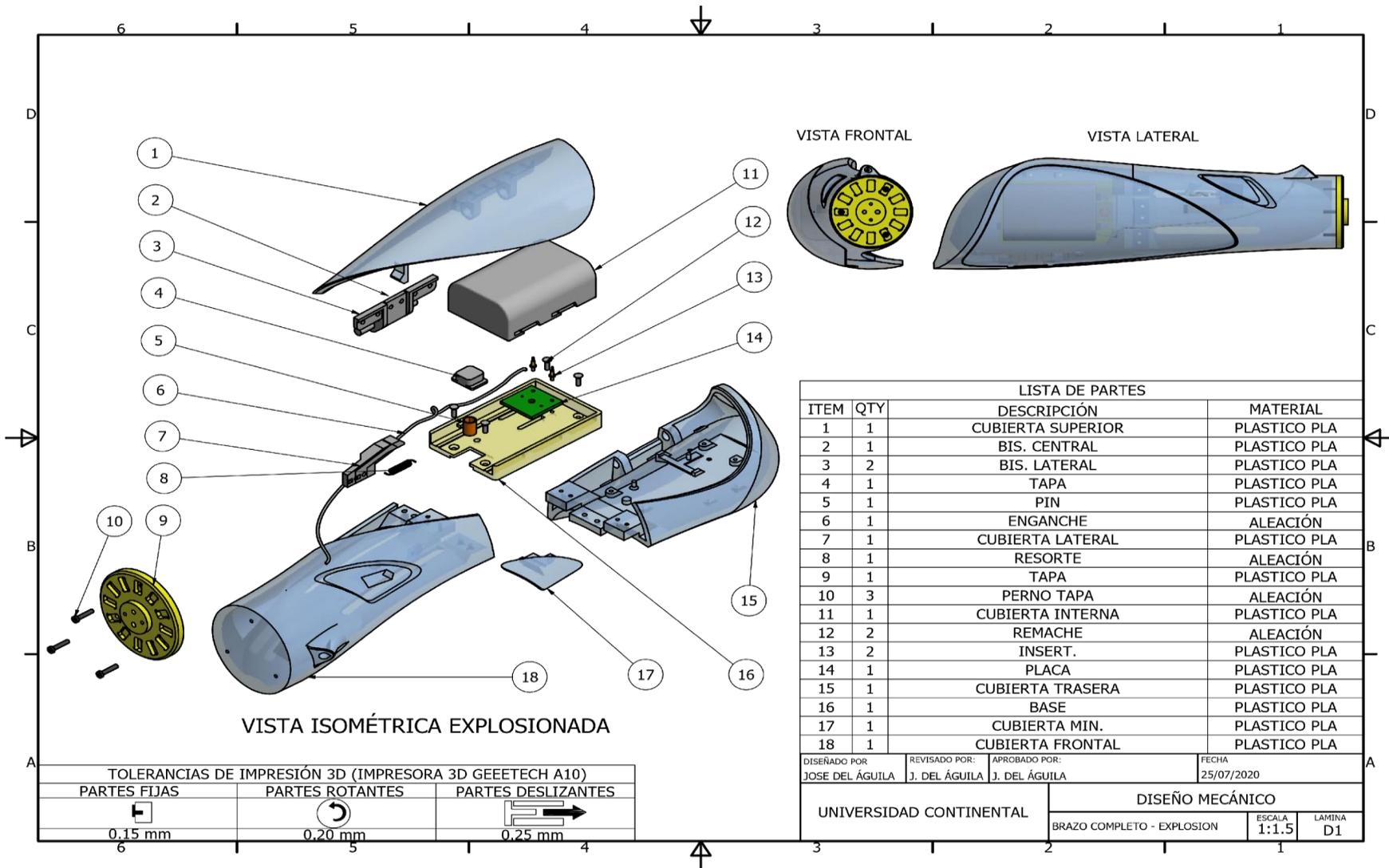




MATERIA PRIMA:
PLASTICO PLA Ø = 2mm

LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
11	2	TORNILLO	ACERO ALEACIÓN
DISEÑADO POR		REVISADO POR:	APROBADO POR:
JOSE DEL ÁGUILA		J. DEL ÁGUILA	J. DEL ÁGUILA
			FECHA
			25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL		DISEÑO MECÁNICO	
		MUÑECA - PIEZA 11	ESCALA 4:1 LAMINA B1-9

TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0.15 mm	 0.20 mm	 0.25 mm



VISTA FRONTAL

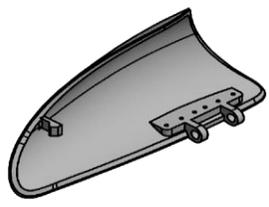
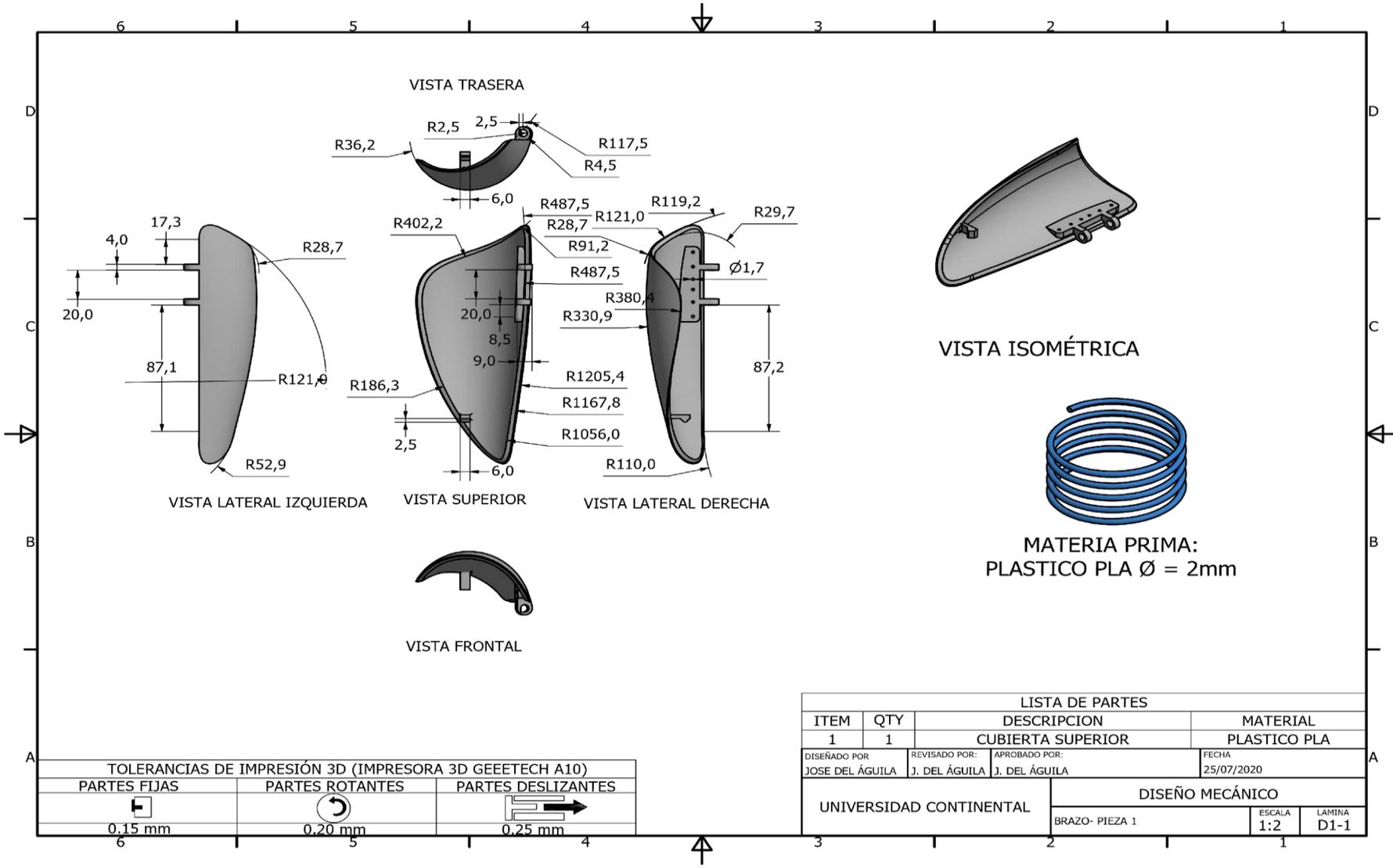
VISTA LATERAL

VISTA ISOMÉTRICA EXPLOSIONADA

LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCIÓN	MATERIAL
1	1	CUBIERTA SUPERIOR	PLASTICO PLA
2	1	BIS. CENTRAL	PLASTICO PLA
3	2	BIS. LATERAL	PLASTICO PLA
4	1	TAPA	PLASTICO PLA
5	1	PIN	PLASTICO PLA
6	1	ENGANCHE	ALEACIÓN
7	1	CUBIERTA LATERAL	PLASTICO PLA
8	1	RESORTE	ALEACIÓN
9	1	TAPA	PLASTICO PLA
10	3	PERNO TAPA	ALEACIÓN
11	1	CUBIERTA INTERNA	PLASTICO PLA
12	2	REMACHE	ALEACIÓN
13	2	INSERT.	PLASTICO PLA
14	1	PLACA	PLASTICO PLA
15	1	CUBIERTA TRASERA	PLASTICO PLA
16	1	BASE	PLASTICO PLA
17	1	CUBIERTA MIN.	PLASTICO PLA
18	1	CUBIERTA FRONTAL	PLASTICO PLA

TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0.15 mm	 0.20 mm	 0.25 mm

DISEÑADO POR JOSE DEL ÁGUILA	REVISADO POR: J. DEL ÁGUILA	APROBADO POR: J. DEL ÁGUILA	FECHA 25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL		DISEÑO MECÁNICO	
BRAZO COMPLETO - EXPLOSION		ESCALA 1:1.5	LAMINA D1



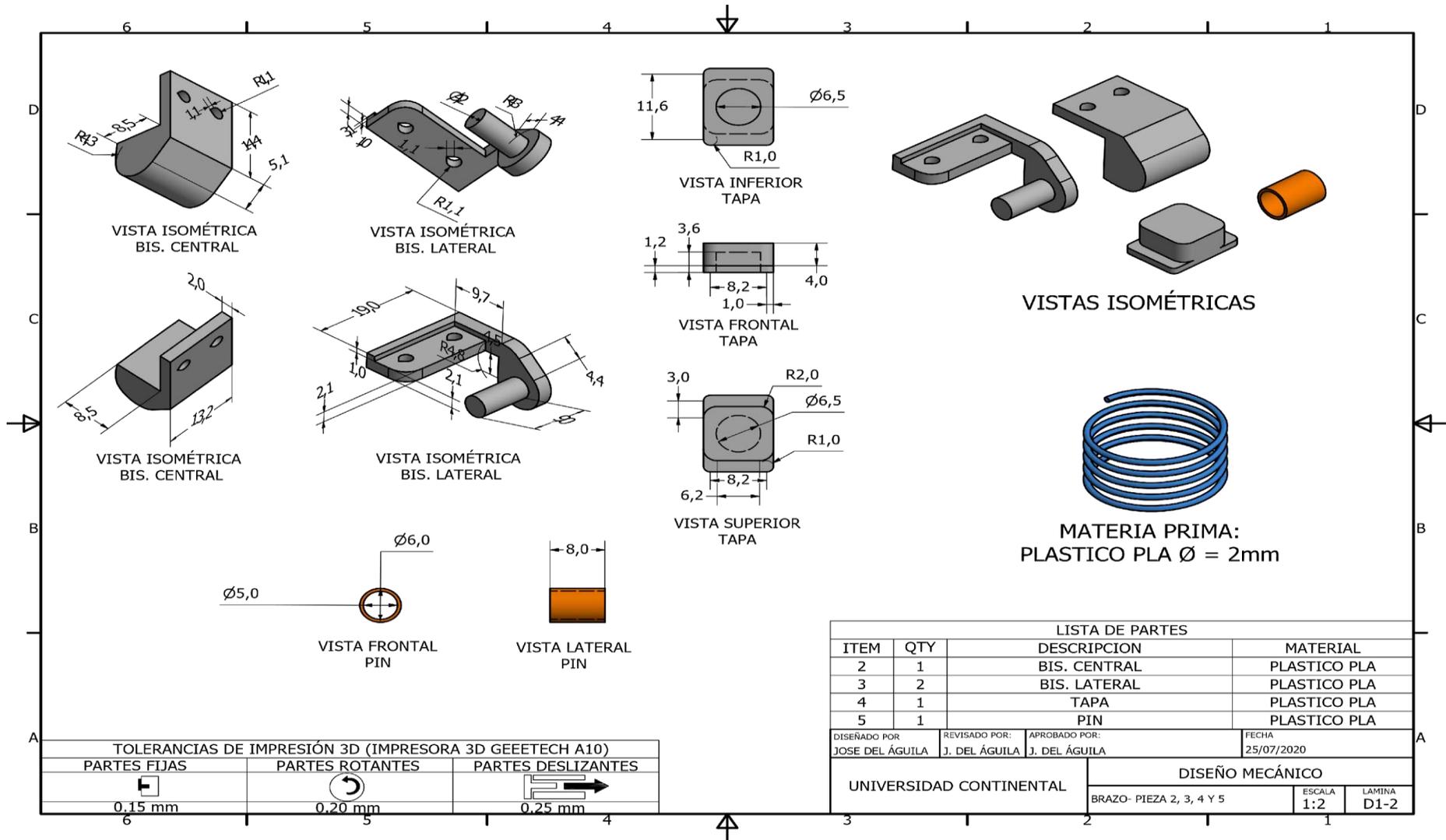
VISTA ISOMÉTRICA

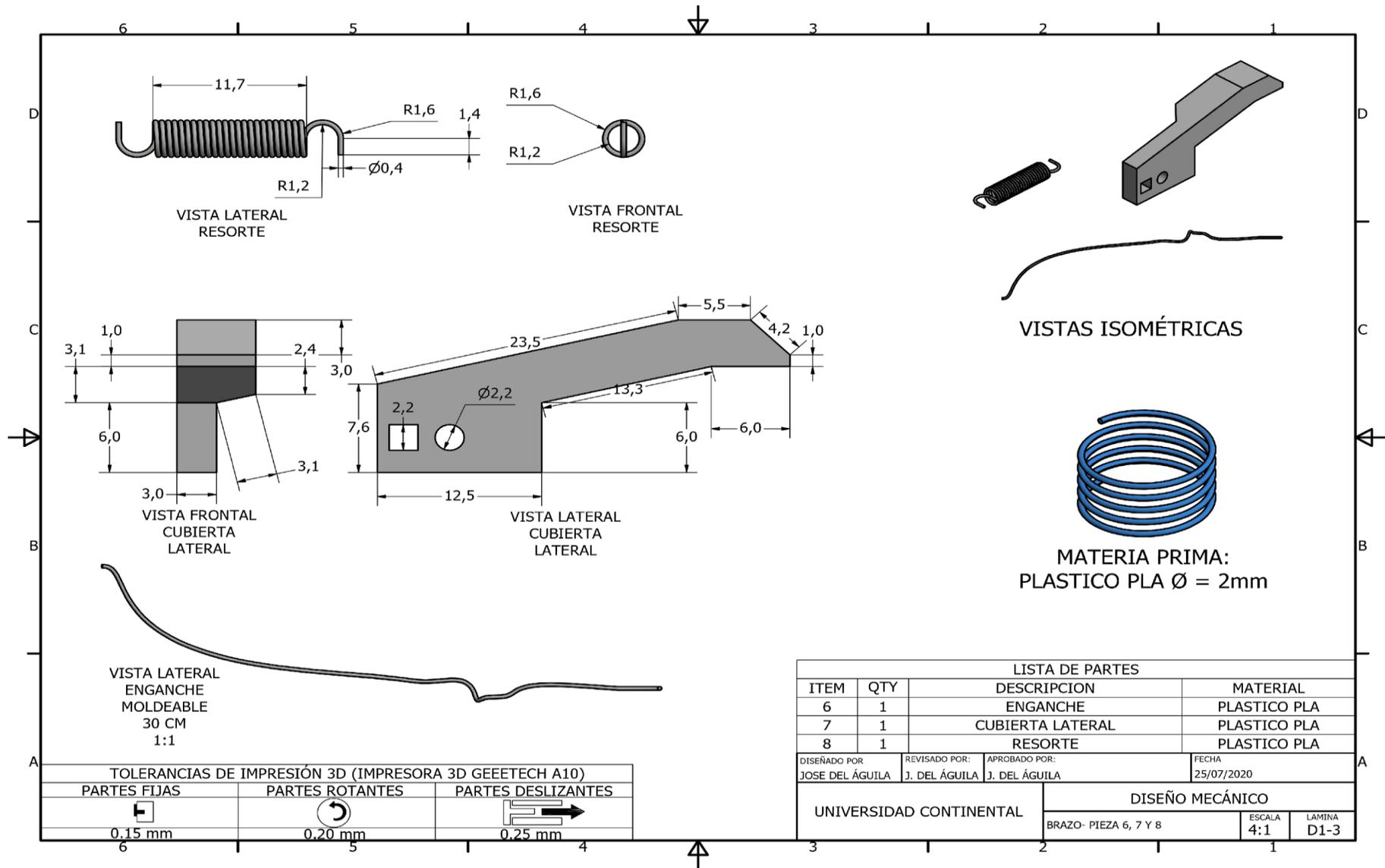


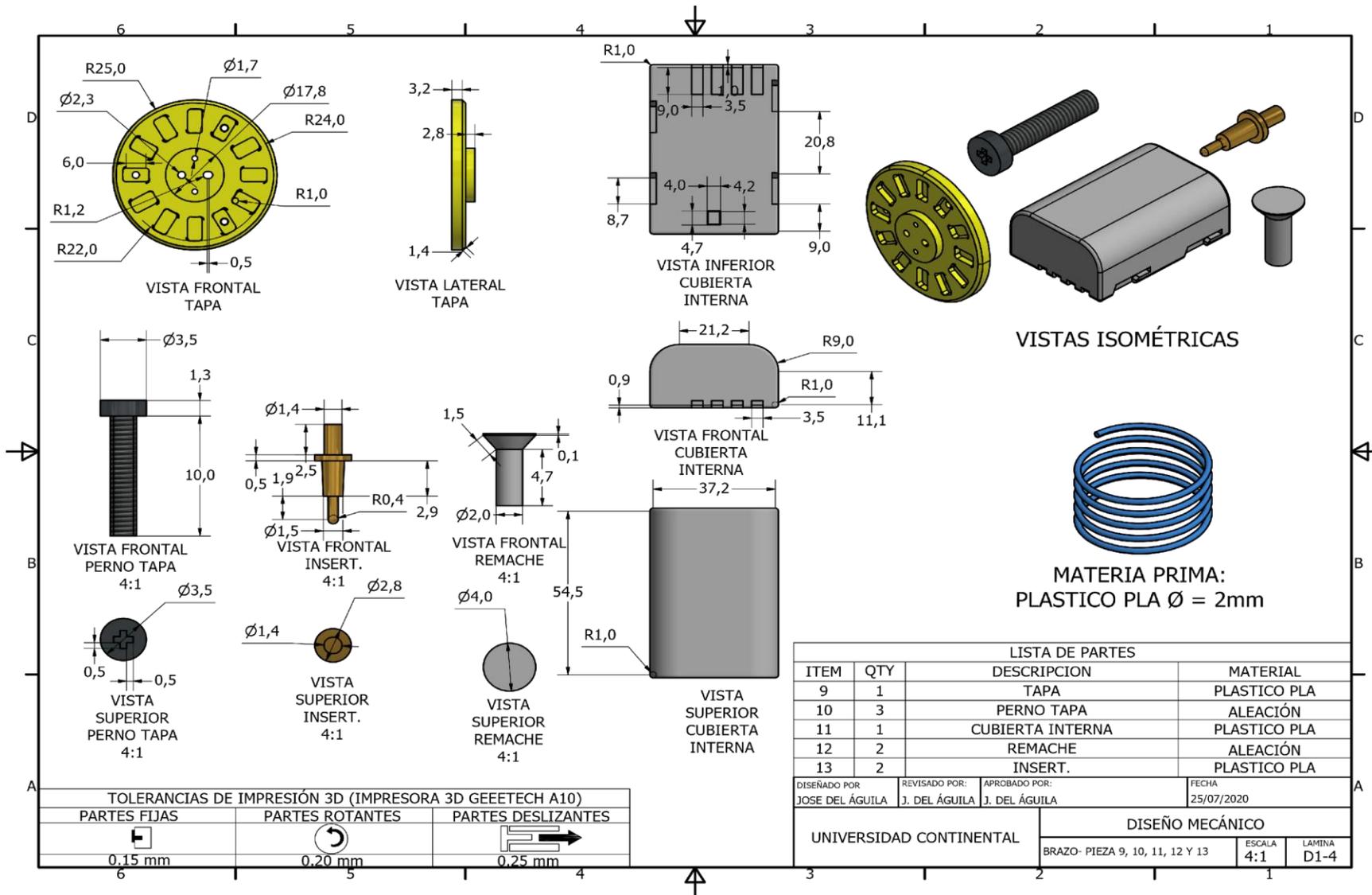
MATERIA PRIMA:
PLASTICO PLA Ø = 2mm

LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
1	1	CUBIERTA SUPERIOR	PLASTICO PLA
DISEÑADO POR		REVISADO POR:	APROBADO POR:
JOSE DEL ÁGUILA		J. DEL ÁGUILA	J. DEL ÁGUILA
			FECHA
			25/07/2020
UNIVERSIDAD CONTINENTAL			DISEÑO MECÁNICO
BRAZO- PIEZA 1			ESCALA 1:2
			LAMINA D1-1

TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
0.15 mm	0.20 mm	0.25 mm





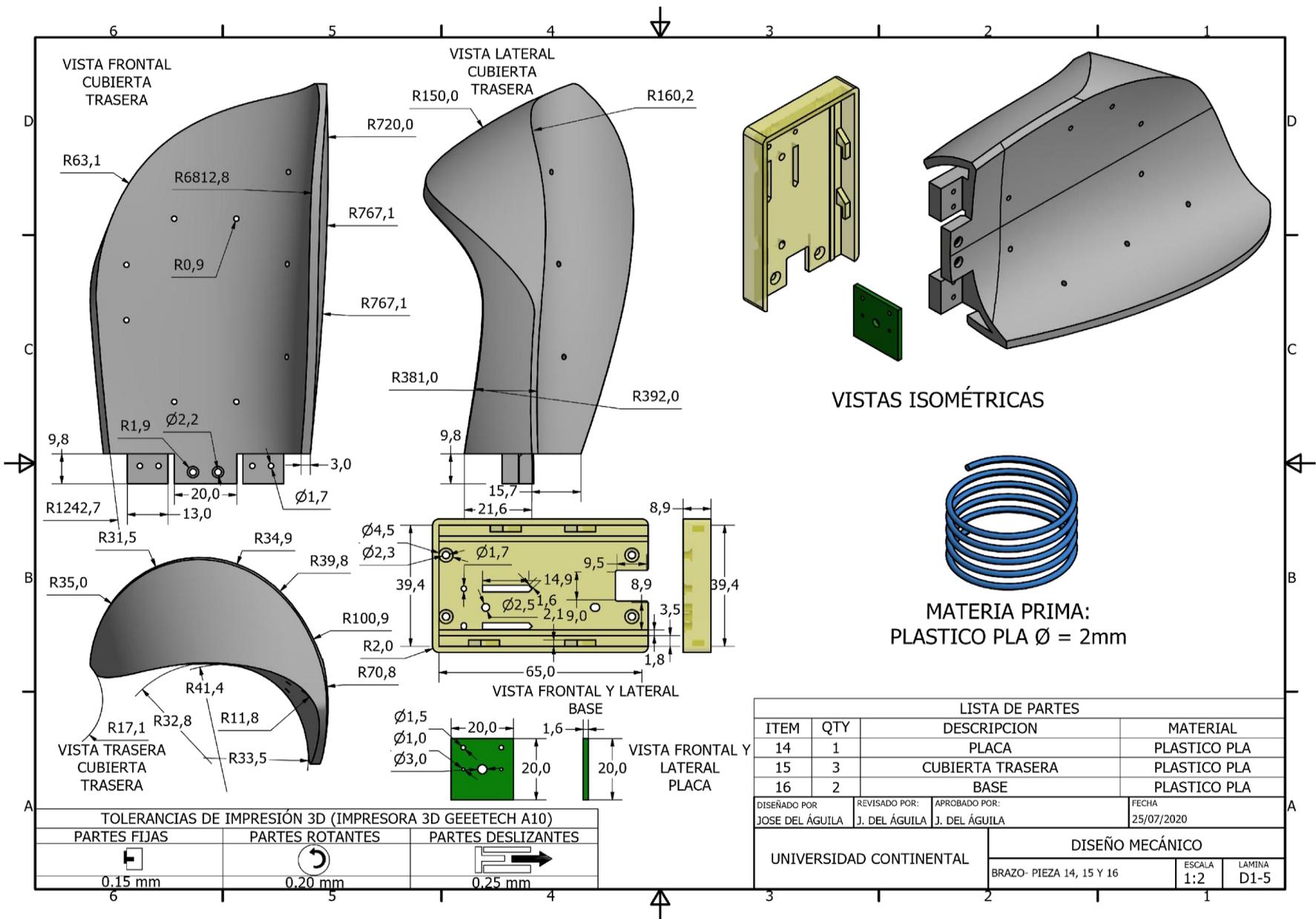


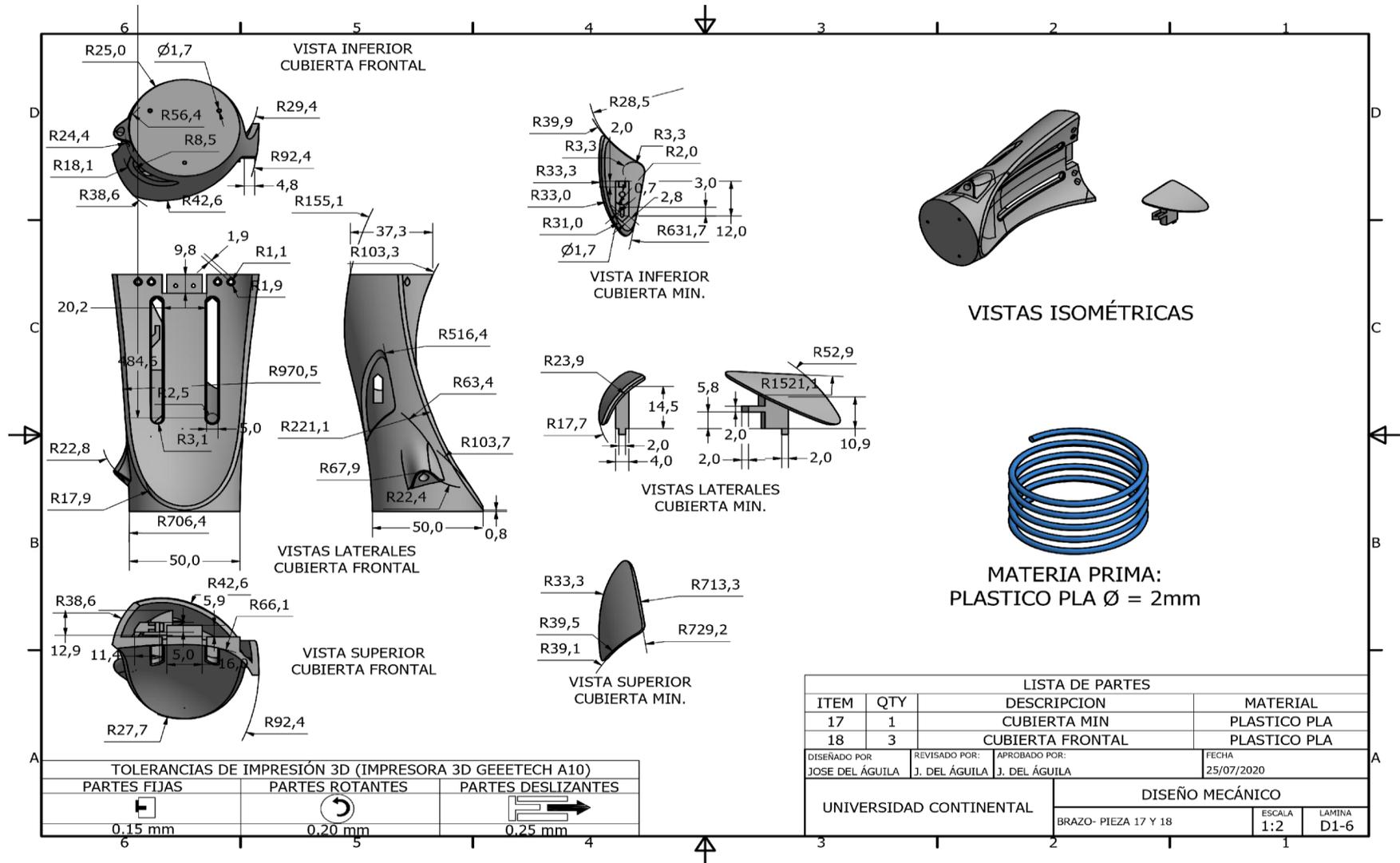
LISTA DE PARTES			
ITEM	QTY	DESCRIPCION	MATERIAL
9	1	TAPA	PLASTICO PLA
10	3	PERNO TAPA	ALEACIÓN
11	1	CUBIERTA INTERNA	PLASTICO PLA
12	2	REMACHE	ALEACIÓN
13	2	INSERT.	PLASTICO PLA

DISEÑADO POR JOSE DEL ÁGUILA	REVISADO POR: J. DEL ÁGUILA	APROBADO POR: J. DEL ÁGUILA	FECHA 25/07/2020
---------------------------------	--------------------------------	--------------------------------	---------------------

UNIVERSIDAD CONTINENTAL	DISEÑO MECÁNICO	
	BRAZO- PIEZA 9, 10, 11, 12 Y 13	ESCALA 4:1 LAMINA D1-4

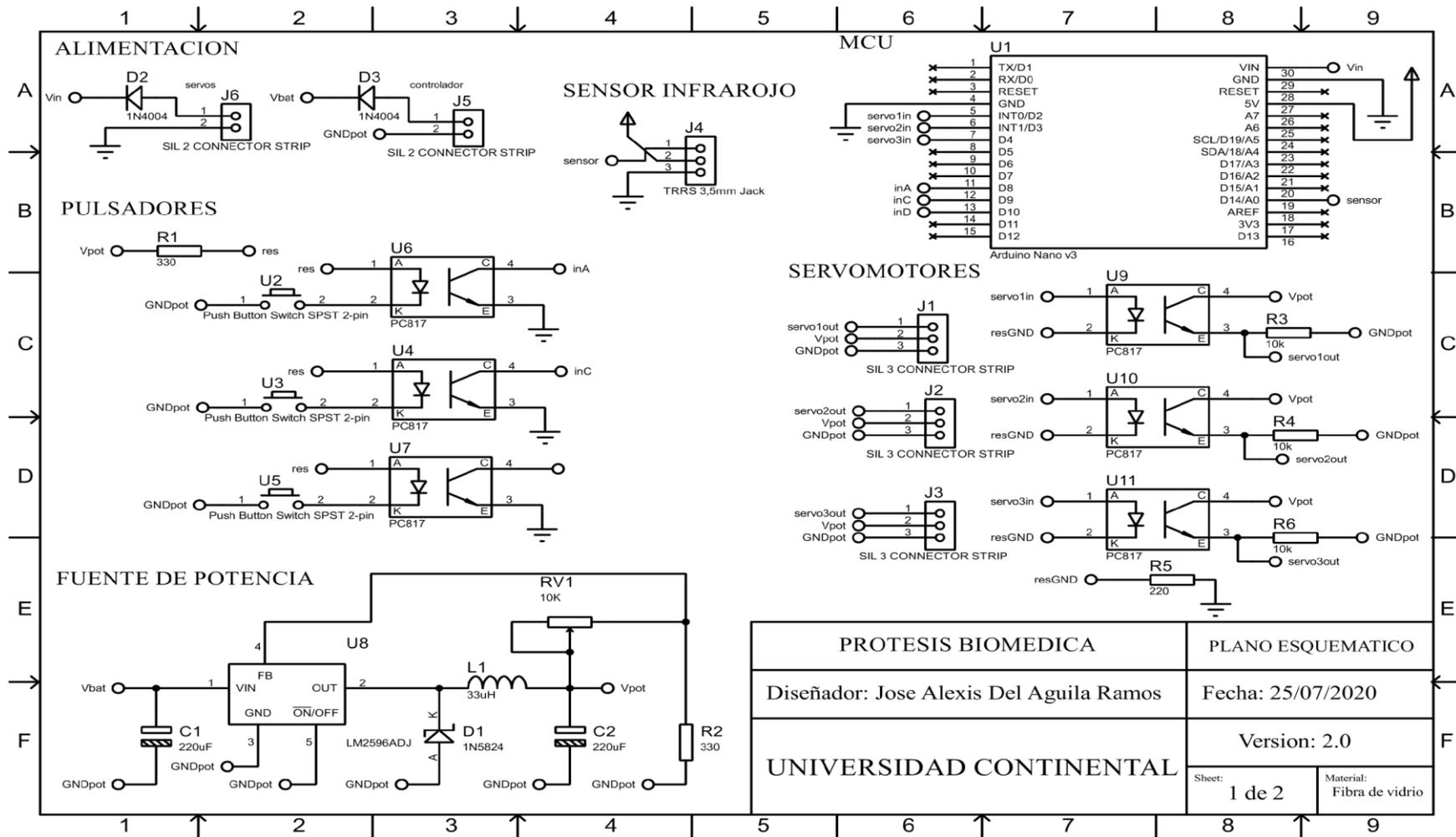
TOLERANCIAS DE IMPRESIÓN 3D (IMPRESORA 3D GEEETECH A10)		
PARTES FIJAS	PARTES ROTANTES	PARTES DESLIZANTES
 0.15 mm	 0.20 mm	 0.25 mm



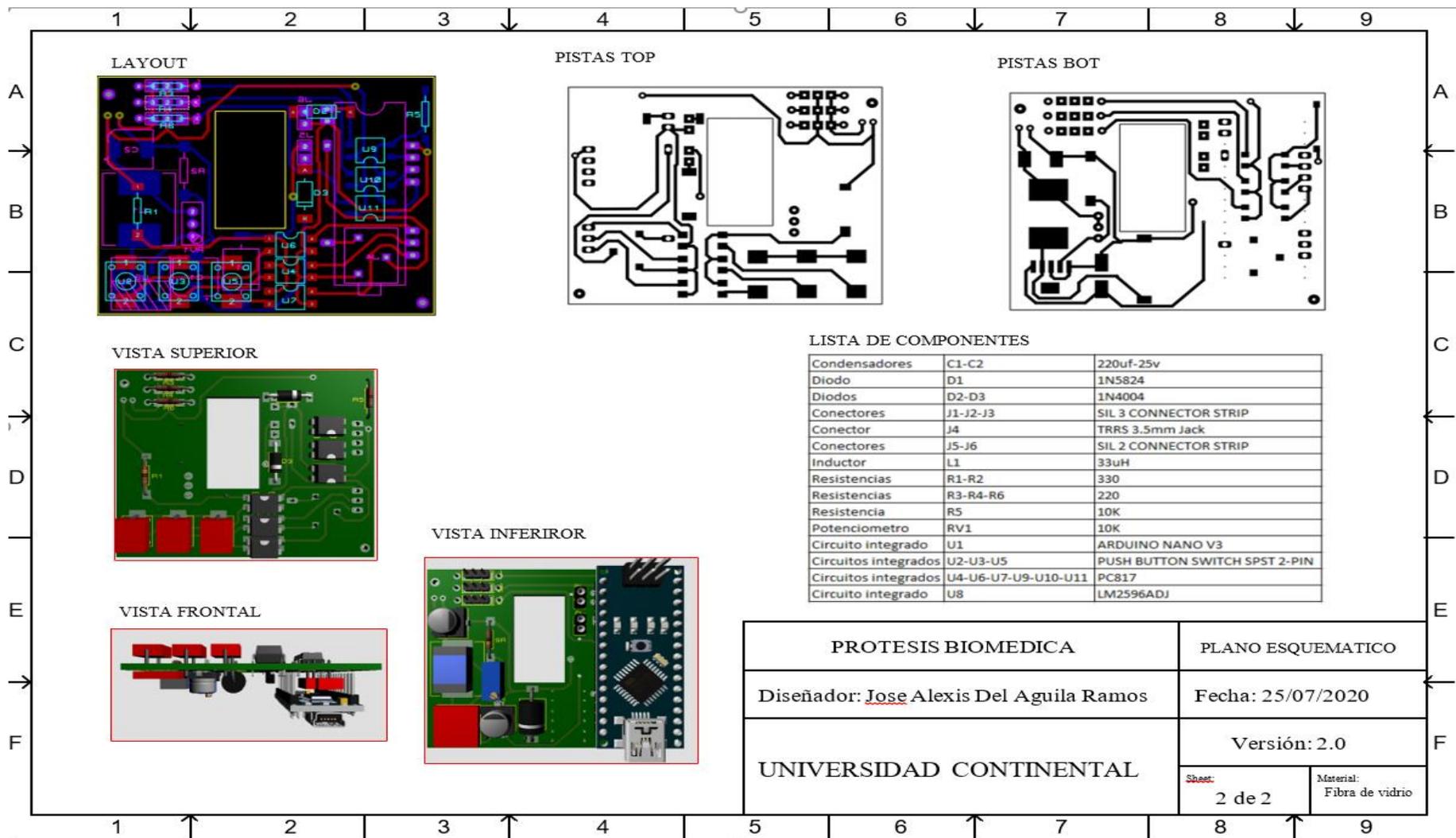


Anexo 2

Planos electrónicos de la prótesis



PROTESIS BIOMEDICA	PLANO ESQUEMATICO
Diseñador: Jose Alexis Del Aguila Ramos	Fecha: 25/07/2020
Version: 2.0	
1 de 2	Material: Fibra de vidrio



Anexo 3

Cálculos de resistencia de la prótesis

Programación Matlab:

```

clear all; close all; clc
g = 9.81;

F = 5*g;
L1 = 0.247;
L2 = 0.3;
L3 = 0.185;
W1 = 0.280*g;
W2 = 0.80*g;
W3 = 0.300*g;
RX = 0;
RY = ((W1*L1/2) - (W2*L2/2) - ((W3+F) * (L2+L3/2))) / L1;
Ra = ((W1*L1/2) + (W2*(L1+L2/2)) + ((W3+F) * (L1+L2+L3/2))) / L1;

M1 = zeros(1,100);
M2 = zeros(1,100);
M3 = zeros(1,100);
M4 = zeros(1,100);
M5 = zeros(1,100);

X1 = linspace(0,L1/2);
X2 = linspace(L1/2,L1);
X3 = linspace(L1,L1+L2/2);
X4 = linspace(L1+L2/2,L1+L2+L3/2);
X5 = linspace(L1+L2+L3/2,L1+L2+L3);

%Calculo de Fuerzas Cortantes

for j=1:100
V1(j) = RY;
V2(j) = RY + W1;
V3(j) = RY - W1 + Ra;
V4(j) = RY - W1 - W2 + Ra;
V5(j)= RY + Ra - W1 - W2 - W3 - F;
end

%Calculo de Momentos

for i=1:100

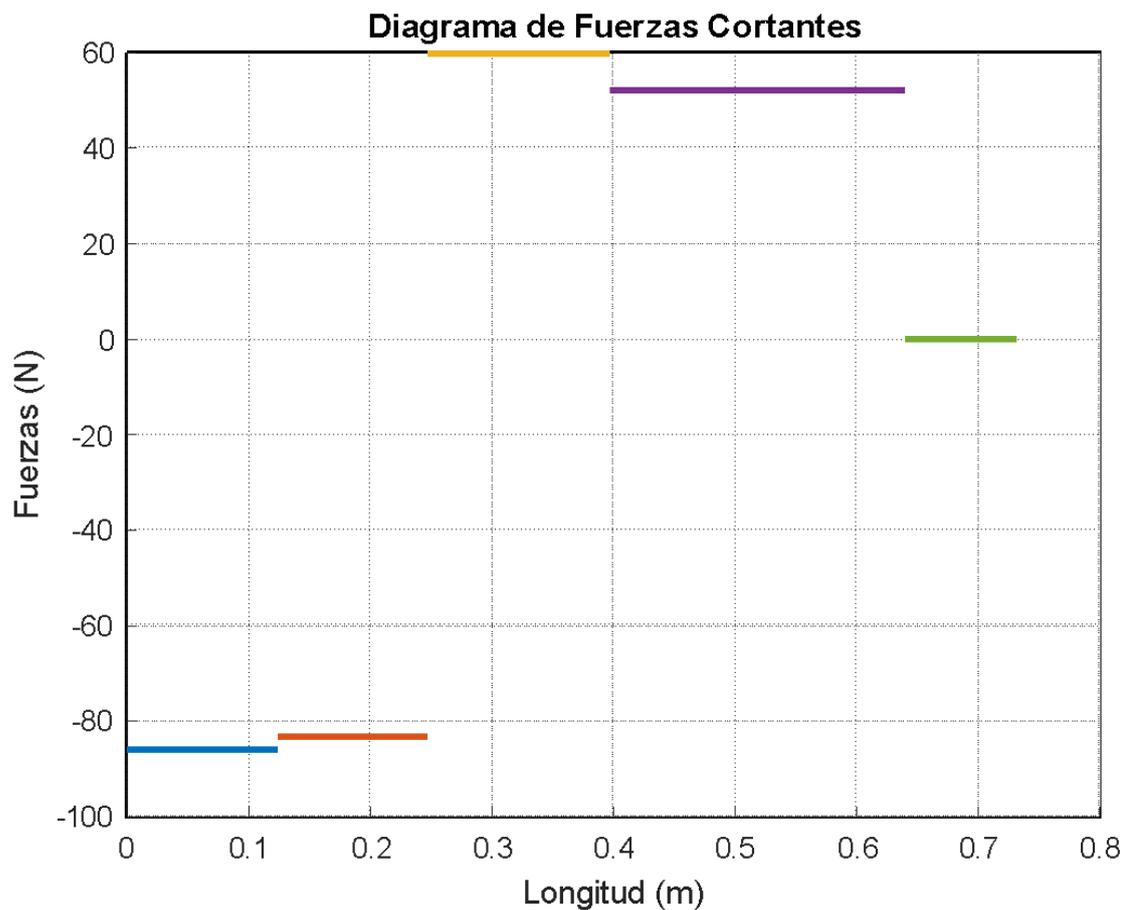
M1(i) = (RY*X1(i));
M2(i) = (RY*X2(i)) - (W1*(X2(i)-L1/2));
M3(i) = (RY*X3(i)) - (W1*(X3(i)-L1/2))+(Ra*(X3(i)-L1));
M4(i) = (RY*X4(i)) - (W1*(X4(i)-L1/2))+(Ra*(X4(i)-L1))-((W2*(X4(i)-
L1-L2/2)));
M5(i) = (RY*X5(i)) - (W1*(X5(i)-L1/2))+(Ra*(X5(i)-L1))-((W2*(X5(i)-
L1-L2/2)))-((W3+F)*(X5(i)-L1-L2-L3/2)) ;

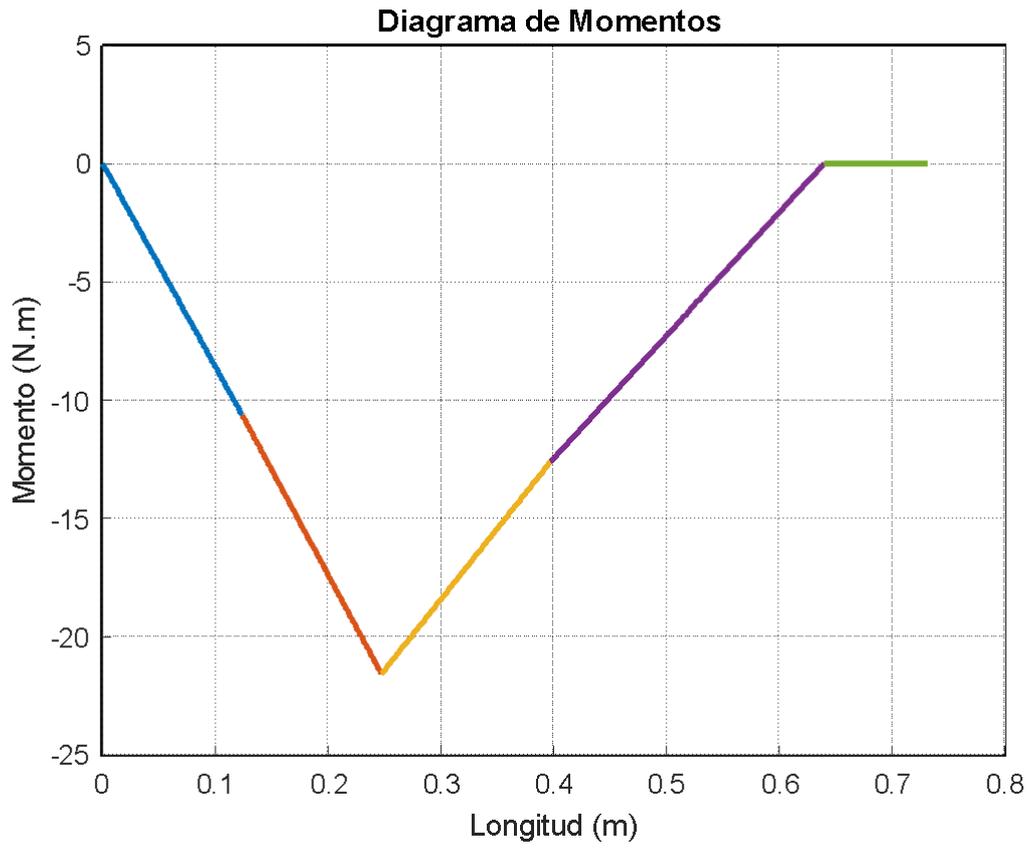
```

end

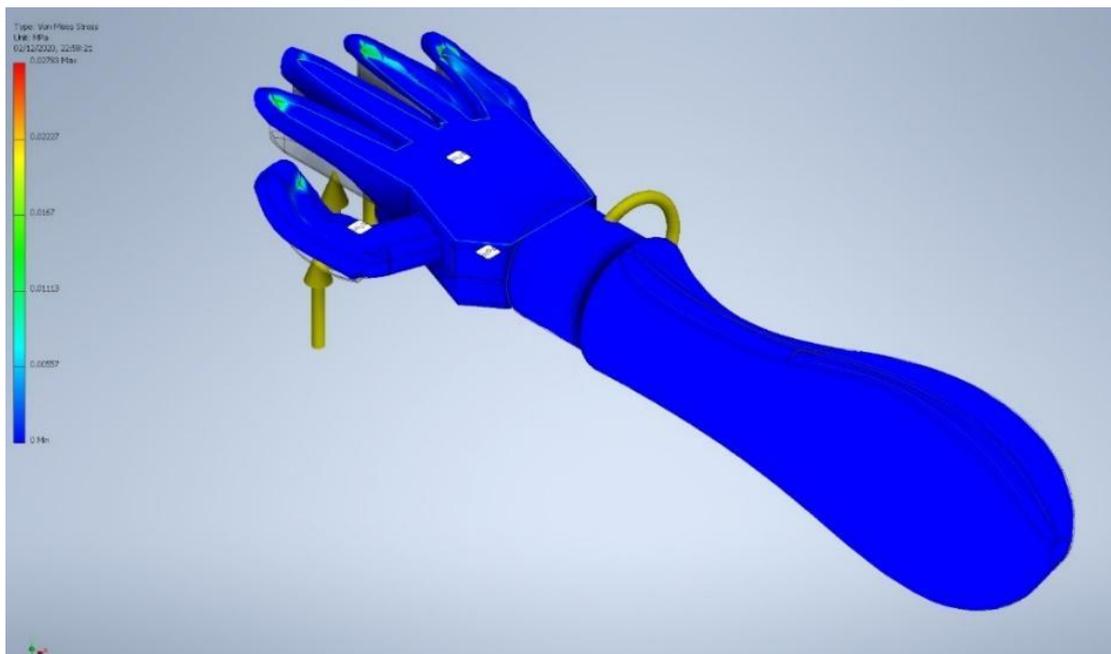
```
figure(1)
hold on
grid on
plot(X1,M1,'LineWidth',2)
plot(X2,M2,'LineWidth',2)
plot(X3,M3,'LineWidth',2)
plot(X4,M4,'LineWidth',2)
plot(X5,M5,'LineWidth',2)
title('Diagrama de Momentos ')
xlabel('Longitud (m)')
ylabel('Momento (N.m)')
```

```
figure(2)
hold on
grid on
plot(X1,V1,'LineWidth',2)
plot(X2,V2,'LineWidth',2)
plot(X3,V3,'LineWidth',2)
plot(X4,V4,'LineWidth',2)
plot(X5,V5,'LineWidth',2)
title('Diagrama de Fuerzas Cortantes')
xlabel('Longitud (m)')
ylabel('Fuerzas (N)')
```





Simulación de esfuerzos - Inventor



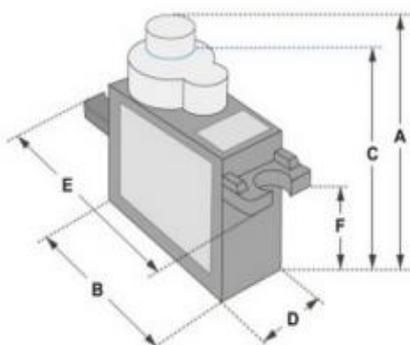
Anexo 4 Hoja de datos de los actuadores

SERVO MOTOR SG90

DATA SHEET



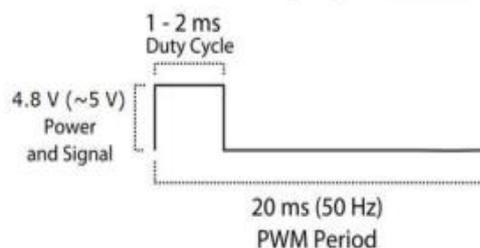
Tiny and lightweight with high output power. Servo can rotate approximately 180 degrees (90 in each direction), and works just like the standard kinds but smaller. You can use any servo code, hardware or library to control these servos. Good for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. It comes with a 3 horns (arms) and hardware.



Dimensions & Specifications	
A (mm) :	32
B (mm) :	23
C (mm) :	28.5
D (mm) :	12
E (mm) :	32
F (mm) :	19.5
Speed (sec) :	0.1
Torque (kg-cm) :	2.5
Weight (g) :	14.7
Voltage :	4.8 - 6

Position "0" (1.5 ms pulse) is middle, "90" (~2ms pulse) is middle, is all the way to the right, "-90" (~1ms pulse) is all the way to the left.

PWM=Orange (⌋⌋)
Vcc = Red (+)
Ground=Brown (-)



31150-MP MG995 High Speed Servo Actuator

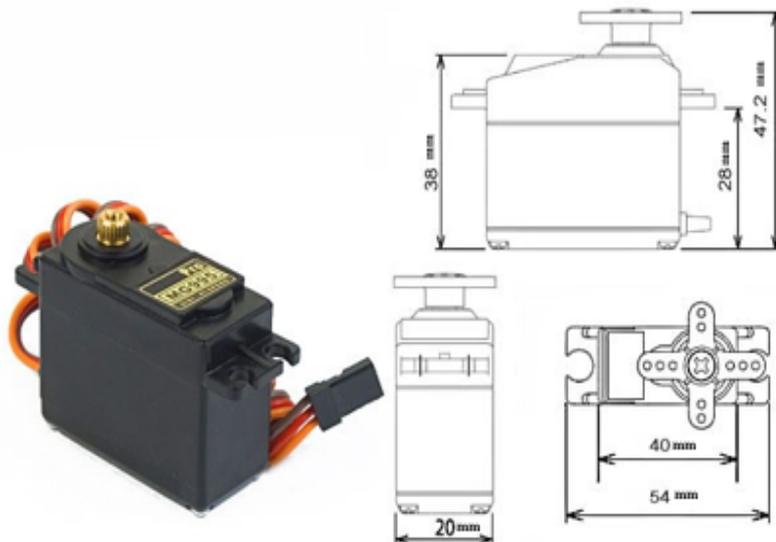
The unit comes complete with color coded 30cm wire leads with a 3 X 1 pin 0.1" Pitch type female header connector that matches most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum and Hitec.

This high-speed servo actuator is not code dependant; You can use any servo code, hardware or library to control them. The MG995 Actuator includes arms and hardware to get started.

Specifications •

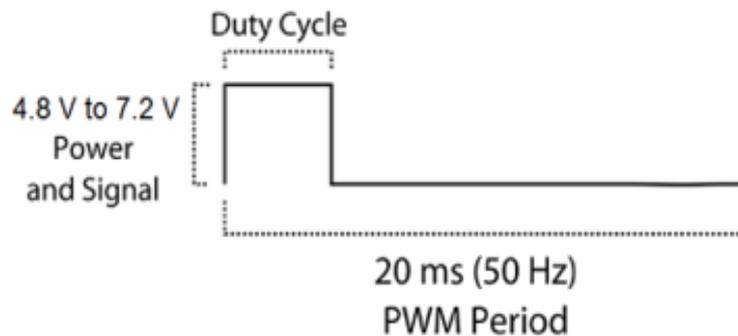
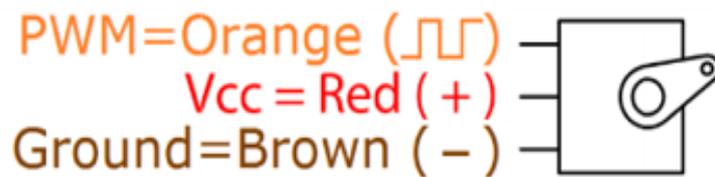
Weight: 55 g

- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx. • Stall torque: 8.5 kgf·cm (4.8 V), 10 kgf·cm (6 V)
- Rotation Angle: 120deg. (+- 60 from center)
- Operating speed: 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V to 7.2 V
- Dead band width: 5 μ s
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Metal Gears for longer life
- Temperature range: 0 °C – 55 °C



31150-MP

MG995 High Speed Servo Actuator



Information obtained from or supplied by mpja.com or Marlin P. Jones and Associates inc. is supplied as a service to our customers and accuracy is not guaranteed nor is it definitive of any particular part or manufacturer. Use of information and suitability for any application is at users own discretion and user assumes all risk.



MARLIN P. JONES & ASSOC., INC.

P.O. Box 530400 Lake Park, FL 33403

800-652-6733 FAX 561-844-8764 WWW.MPJA.COM

Anexo 5
Sistema de control

El código de control se encuentra en el siguiente link:

<https://github.com/AlexisJose17/ProtesisBiomedica/blob/0bde7f15f544b41c4e02ee8162e2ebfb50abb345/Codigo>