

Entrega Final Fundación Sinapsis

Laura Echeverri Giraldo^a, Paula Elena Ugueto Este^b, Esteban Piñeros Saravia^c, William Andrés Gómez Roa^d

^a*Bioingeniería, Pontificia Universidad Javeriana, laura-echeverrig@javeriana.edu.co, Bogotá, Colombia*

^b*Bioingeniería, Pontificia Universidad Javeriana, ugaula@javeriana.edu.co, Bogotá, Colombia*

^c*Ingeniería Mecánica, Pontificia Universidad Javeriana, es-pineros@javeriana.edu.co, Bogotá, Colombia*

^d*Bioingeniería - Ciencia de Datos, Pontificia Universidad Javeriana, wa.gomez@javeriana.edu.co, Bogotá, Colombia*

Abstract

En este documento se presenta la entrega final del trabajo de Práctica Social Universitaria en conjunto con la Pontificia Universidad Javeriana y la Fundación Funsinapsis Colombia. Se presenta la totalidad del proceso de investigación y de diseño de una prótesis mecánica para amputaciones transhumerales de bajo costo y con la posibilidad de producción en impresión 3D.

Keywords:

diseño de prótesis, transhumeral, análisis de fuerzas, modelación 3D

Id Asig-natura:	1011	Número de clase:	1011	Profesor:	Ing. Clara Mabel Solano	Días de asis-tencia
	Nombre completo de cada estudiante	c.c.	Id Javeriana	Celular	Correo electrónico	Días pactados para asistir a la Fundación
1	Laura Echeverri Giraldo	1004754414	00020413693	3217674576	laura-echeverrig @javeriana.edu.co	Lunes a viernes de 9:00 am a 12:00 m.
2	William Andrés Gómez Roa	1019138837	00020446653	3193347861	wa.gomez@javeriana.edu.co	Lunes a Viernes de 9:00 am a 12:00 m
3	Paula Elena Ugueto Esté	455941 C.E.	00020440966	3008610477	ug_paula@javeriana.edu.co	Lunes a Viernes de 9:00 am a 12:00 m
4	Esteban Piñeros Saravia	1000076451	00020458794	3005282176	es-pineros@javeriana.edu.co	Lunes a Viernes de 9:00 am a 12:00 m

Línea de Acción:	Asesoría Técnica
Título del Proyecto:	Diseño de prototipo Socket del codo.
Nombre de la Organización Social con la que se estableció el convenio de Proyecto Social Universitario	FUNDACIÓN SINAPSIS
Nit:	901062793-6
Localidad:	Suba
Barrio:	Pontevedra
Dirección:	Carrera 71 ^a No. 116 a-4
Ciudad:	Bogotá D.C.
Teléfono	313 4844823
Correo Institucional	fundacionsinapsiscolombia.org
Nombre completo del interlocutor de la Organización social	DAISY VIVIANA BARRERA AMADO
c.c.	1019039138
Celular	313 4844823
Correo	directora@funsinapsis.com

1. Contexto

1.1. Sobre la fundación

FunSinapsis Colombia tiene como misión principal la Educación Incluyente; para ello se dedica a la investigación y al desarrollo científico-pedagógico. Esta fundación nace de la intención de hacer educación en Colombia desde diferentes perspectivas por parte de profesionales de educación especial con enfoque biológico e incluyente y de profesionales de las ciencias sociales. Busca desactivar las barreras asociadas a la discapacidad, brindando servicio a todo tipo de personas, independientemente de la edad. Un gran distintivo de esta fundación es que trabaja con poblaciones con varias discapacidades, no tiene un solo enfoque ni rechazan algún paciente por la combinación de discapacidades. Se destaca también que no dan prioridad educativa a ninguna de las inteligencias, sino que siguiendo los principios de las 8 inteligencias postuladas por el psicólogo Howard Gardner, la fundación se dedica a articularlas alrededor de las artes. Con ello se logra fortalecer procesos de creación, abstracción, representación de sentimientos e instintos, socialización y formas de expresión tanto productivas como estéticas. Los servicios que ofrece la fundación son de acompañamiento integral con rehabilitación terapéutica integral, neuropsicología, estimulación multisensorial, inteligencias múltiples, sesiones de restauración cognitiva y formulación de planes estratégicos de intervención individualizada; capacitación institucional, con talleres formativos en discapacidad, en sistemas de comunicación aumentativa y alternativa, en lenguas de señas colombiana, en sistema braille y herramientas tiflotecnológicas, en dispositivos básicos de aprendizaje y otros; desarrollo técnico y tecnológico con diseño de juguetes de rehabilitación para personas con agenesia del miembro superior, modelos atómicos, elaboración de material pedagógico adaptado con impresión 3D y creación de ambientes estructurados de aprendizaje.

1.2. Sobre las personas a las que beneficia

Más de 50 personas con discapacidad múltiple de todas las edades se han visto beneficiadas por esta fundación. Se reúnen todos los días en la FunSinapsis con profesionales que les ayudan en sus procesos de desarrollo para la vida. Adicional a esto, más de 180 personas se ven también beneficiadas, pues estas constituyen los núcleos familiares primarios de las personas con discapacidades. Para ellas se realiza acompañamiento profesional, formaciones y capacitaciones en temas como la convivencia y la autonomía de estas personas en el núcleo familiar. También se organizan salidas de campo y se dan estímulos económicos. Por último, con esta fundación también se han visto beneficiados estudiantes universitarios que desarrollan proyectos enfocados en el aprendizaje desde una nueva perspectiva.

1.3. Sobre la situación social, política, humana de las personas que constituyen la fundación y los beneficiados

Dentro de los colaboradores de la fundación destacamos tres personas: Viviana Barrera, directora general; Javier Romero,

coordinador académico y científico; Ángelo Adrián Casas, coordinador de proyectos y Franz Reyes Peña, coordinador de prácticas. Viviana Barrera es la cofundadora de la Fundación Sinapsis Colombia, es licenciada en educación con énfasis en educación especial de la Universidad Pedagógica Nacional. Además, tiene estudios de magíster en neuropsicología y educación de la Universidad Internacional de la Rioja. Es experta en asesoría y capacitación docente en flexibilización, tienen una amplia trayectoria en la elaboración de proyectos investigativos para poblaciones diversas y en el campo de la tiflogía y el trabajo con personas ciegas o con baja visión. Ha sido ganadora del premio Marie Curie-CIDTEI en dos ocasiones con la Fundación Sinapsis Colombia. Javier Romero es de igual manera cofundador de la Fundación Sinapsis Colombia, es licenciado en educación básico con énfasis en ciencias sociales, también en la Universidad Pedagógica Nacional. Tiene estudios en magíster en neuropsicología y educación de la Universidad Internacional de la Rioja. Fue parte de la mesa de derechos humanos de la Universidad Pedagógica Nacional, así como profesor políglota de varios colegios. Tienen una amplia experiencia en la enseñanza a todo tipo de población, especialmente con discapacidad visual y múltiple y en diseño y flexibilización de material de enseñanza físico y virtual. Ángelo Adrián Casas es licenciado en educación básica con énfasis en ciencias sociales de la Universidad Pedagógica y tiene una especialización en desarrollo humano con énfasis en procesos afectivos y creatividad de la Universidad Distrital. Tiene experiencia como docente y en el desarrollo de procesos pedagógicos y extracurriculares en el campo artístico. Su área de trabajo se extiende también a procesos relativos al ámbito neurocientífico de la educación. Por último, Franz Reyes Peña es licenciado en educación básica con énfasis en ciencias sociales de la Universidad Pedagógica Nacional. Tiene experiencia en el campo investigativo social en discapacidad y es experto en políticas públicas de educación e inclusión. Ha trabajado también en el diseño e implementación de cátedras en inclusión y sociología y en redacción de cuentos y escritura creativa para niños y adultos.

1.4. Sobre el estado actual del producto en la fundación: Socket de codo

Actualmente la fundación Sinapsis cuenta con un diseño de prótesis para amputaciones radiales, es decir por debajo del codo. Este diseño está pensado para que pueda ser fabricado en la impresora 3D con la que cuentan y para que pueda ser adaptada a la morfología de cada persona con la asistencia de un profesional encargado de ello. El acople entre el miembro y la prótesis se da por medio de unas bandas de velcro: una que rodea el brazo y otra que rodea el antebrazo. Es una prótesis modular, los materiales con los que se fabrican las partes son PLA y Filaflex para las falanges. Esto permite que ellos ofrezcan un servicio de reparación, en caso de que alguna parte falle, se puede imprimir y reemplazar, sin necesidad de cambiar toda la prótesis. Es una prótesis funcional gracias a un mecanismo exclusivamente mecánico. Funciona por medio de unos tensores que conectan el codo con las falanges: cuando la persona flexione el codo, automáticamente se flexionan los dedos para dar una posición de agarre. La prótesis no cuenta con

movimiento en la muñeca, sino que esta está fija: cuando el brazo se encuentra en posición supina, la mano está lateral. Al hacer los ajustes necesarios en el diseño para tener en cuenta el tamaño y la morfología del usuario, también se pueden hacer ajustes estéticos. Especialmente en las prótesis para niños, la fundación tiene diseños de superhéroes o personajes animados.

2. Paradigma Pedagógico Ignaciano (Etapas: Contexto, Experiencia, Reflexión, Acción y Evaluación)

2.1. *Laura Echeverri G*

Contextualizar la realidad. Según el Paradigma Pedagógico Ignaciano consiste en “poner el tema, el hecho y sus protagonistas en su realidad, en sus circunstancias”. Para el caso de este proyecto, fue de suma importancia visitar FunSinapsis. De acuerdo al paradigma, no siempre es posible contextualizar en el mismo sitio donde ocurrieron los hechos en cuestión, sin embargo, nosotros tenemos la fortuna de que sí es posible. Al realizar la práctica en una fundación colombiana, específicamente de la ciudad de Bogotá, se nos abren las puertas a la posibilidad de interactuar con las personas que están en constante contacto con aquella población que queremos ayudar.

Visitar FunSinapsis nos permitió conocer, en primer lugar, a su fundadora. Esto nos da la posibilidad de sensibilizarnos frente a lo que significa esta fundación para ella, todo el sentimiento y la dedicación que permiten que esta funcione de la manera en la que lo hace. Dada su experiencia y todo su recorrido, Viviana Barreto tiene en cuenta aspectos que nosotros no habríamos considerado antes. Su conocimiento sobre las necesidades de la población que queremos ayudar nos da luces sobre la valía que pueden llegar a tener los conocimientos que hemos adquirido en la academia.

Hablar con Viviana Barreto nos dio la sensación de que, en ese lugar, las cosas son posibles, los proyectos son realizables y las ideas se pueden materializar. Esto contrasta mucho con el sentimiento que se tiene generalmente en las aulas, en el ámbito académico, donde sabemos que, la mayoría de los proyectos que planteemos, no pasarán del papel. Además, al estar trabajando directamente en la Fundación, tenemos la posibilidad de intercambiar ideas con personas que ya han trabajado en proyectos similares al nuestro, logrando así evitar errores que ya hayan sido cometidos y enriquecer conocimientos tanto aportando como recibiendo retroalimentaciones.

Finalmente, la interacción propia con aquellas personas con las que queremos desarrollar nuestro proyecto es una herramienta de extrema valía para el planteamiento teórico y el diseño del mismo. Pero, sobre todo, es una experiencia valiosa para nuestra formación íntegra. Dejando de lado lo académico y los objetivos planteados con este proyecto, estar en FunSinapsis es una oportunidad para abrir los ojos, para conocer realidades muy distintas a las nuestras y sensibilizarnos frente a las dificultades que enfrentan otras personas. Dificultades que nosotros, de otra manera probablemente no habríamos considerado. Contextualizar la realidad es una experiencia que no solo nos enriquece como profesionales sino como seres humanos al servicio de la sociedad.

Experimentar. Estar inmersos en el contexto sobre el cual estamos trabajando nos da la posibilidad de enfrentarnos a un sinfín de situaciones, que de otra forma no estaríamos viviendo. En la etapa de experimentación se presta atención a los sentidos, a lo que percibimos de primera mano. No se piensa aún en lo que procesamos con estas vivencias. Por lo tanto lo que queremos dejar escrito en este momento son todos aquellos sentimientos que se han despertado a lo largo de estos días de convivencia con la comunidad beneficiada.

En primer lugar, por mi parte, siempre hay un sentimiento de agradecimiento. Funsinapsis es un lugar en el que siempre hay mucha personas ayudándose entre sí, donde generalmente he encontrado una sonrisa amable y una mano amiga. Lo primero que sucede cuando llego a la fundación es que todas las personas que se benefician de los servicios que esta presta se acercan a saludarme. Me dan la mano, se presentan y sonríen. Se siente realmente bonito llegar a un lugar donde la gente te saluda y te da la bienvenida.

En segundo lugar, hay un gran sentimiento de responsabilidad. Al estar allí sentada durante 3 horas diarias trabajando, me siento comprometida con esas personas a dar lo mejor de mí. A pesar de que el tiempo es corto y seguramente no se pueda hacer todo lo que me gustaría, sí tengo siempre la idea en mente de que estas personas están depositando su confianza en mí y en mi grupo de trabajo. En este proyecto no estamos trabajando por la nota, estamos trabajando por el bien de una población, que se merece toda mi atención y mi esfuerzo.

Por último, vale la pena destacar los desafíos a los que nos hemos visto expuestos. Junto con el sentimiento de responsabilidad hay una expectativa por parte de la fundación, y un miedo a defraudar por parte mía y de mi grupo. Sentimos, en varias ocasiones, que como practicantes de ingeniería se espera que podamos resolver una gran cantidad de cosas en un corto tiempo. Y, por otro lado, hemos sentido también que si no se hacen las cosas de la manera en que ellos las vienen haciendo, hay un sentimiento de disgusto. Todas estas sensaciones son extremadamente valiosas, puesto que son la realidad de lo que es salir al mundo laboral y lo que es trabajar con una fundación con tantas responsabilidades.

Reflexionar. Esta es la sección del Paradigma Pedagógico Ignaciano en la que realmente se hace uso del intelecto. Después de habernos puesto en contexto y de haber vivido experiencias, ese necesario que haya un proceso de reflexión. Este proceso es de suma importancia para nuestra formación como ingenieros, puesto que es la única forma de realmente interiorizar lo vivido. En este se cumple fundamentalmente con dos objetivos: entender y verificar (o juzgar).

Entender es descubrir el significado de la experiencia. Este tiempo de intersemestral lo hemos pasado en la casa donde funciona la Fundación Sinapsis, por lo que, como ya lo he comentado, nos hemos visto inmersos en varias experiencias diferentes y desafiantes. Por un lado, interactuar con personas con necesidades tan distintas a las nuestras nos ha hecho mucho más conscientes de las diferentes realidades que viven las personas. Hemos podido también entender por qué las fundaciones trabajan como trabajan; hemos logrado interiorizar esta voluntad de servicio que las caracteriza.

La otra operación mental que llevamos a cabo cuando reflexionamos es juzgar. En esta, lo que hacemos es verificar la unión entre lo que entendemos y lo que experimentamos. En toda la experiencia con Funsinapsis hemos identificado carencias que tenemos nosotros en la concepción de proyectos, y hemos evidenciado también las carencia que tiene una fundación como esta. Esto solo hace dar cuenta de lo valiosa que es la unión entre una universidad y una fundación. Ellos nos han aportado muchísimo en experiencia, conocimiento de necesidades y tratamiento de estas necesidades, mientras que nosotros hemos podido finalmente extrapolar nuestros conocimientos académicos y enfrentarnos a los desafíos de hacer un proyecto realidad.

Acción. En esta sección se exploran las decisiones que comenzamos a tomar libremente como individuos para la transformación tanto de nosotros mismos como del entorno que nos rodea. Es necesario tener en cuenta esta etapa, puesto que, si se dejara en entendimiento, la transformación apenas sería en nosotros mismos. El Proyecto Social Universitario debe ser la oportunidad para transformar la sociedad, el ambiente académico y el ambiente laboral. El Paradigma Pedagógico Ignaciano lo reparte en dos momentos: la decisión y la operacionalización.

De acuerdo al Paradigma, nosotros debemos ser para los demás. Nosotros, como estudiantes universitarios, nos beneficiamos enormemente de esta oportunidad de tener experiencia que nos brinda la Pontificia Universidad Javeriana y Funsinapsis. Sin embargo, más que beneficiarnos a nosotros mismos, el proyecto que estamos realizando es por el bien de una comunidad con la que jamás habíamos tenido contacto, pero que terminó ganando toda nuestra empatía y consideración. Las decisiones que tomamos a lo largo del desarrollo de este proyecto son por y para la población que acoge Funsinapsis.

El Amor se muestra más en las obras que en las palabras: además del proyecto que estamos realizando para la fundación, esta frase se ha hecho cada vez más evidente viendo la labor que realizan todas las personas involucradas con Funsinapsis. No solo entregan su espacio sino también su tiempo para ayudar al desarrollo de personas con discapacidades múltiples, demostrando una entrega absoluta. Y, sobre todo, la mayoría de las personas involucradas hacen todo esto con amor.

Evaluación. Para finalizar con el Paradigma Pedagógico Ignaciano nos enfrentamos a la Evaluación. Esta es la etapa final, igual de importante que las demás pues nos permite revisar los paso y evaluar el grado de satisfacción que tienen las distintas partes del proyecto frente a cada uno de estos. Con ella podemos evaluarnos a nosotros mismos pero también las instituciones, aquellas personas que nos acompañaron durante el proceso y todas las actividades que se realizaron, Esto con el fin de dejar recomendaciones para proyectos futuros.

En cuanto a la revisión de procesos, cabe destacar que este fue un programa piloto en doble sentido: es la primera vez que se realiza este proyecto en el periodo intersemestral y a la vez es la primera vez que estudiantes de bioingeniería y de ingeniería mecánica vienen a realizar sus prácticas sociales. Por ello, es evidente que hay varias cosas a considerar. En primer lugar, la falta de presupuesto por parte de la Universidad para la

realización del proyecto nos limita mucho en nuestro proceso creativo. Por otro lado, fue un verdadero choque algunas de las experiencias en la fundación, donde no cumplimos las expectativas y se generó disgusto por parte de algunos miembros de esta. Sin embargo todo es parte del proceso y aprendimos mucho de las inconformidades también.

Sin embargo también vale la pena destacar que se tuvieron muy buenas experiencias. La acogida de las personas que asisten a clase en las mañanas en la Fundación fue siempre muy cálida y acogedora, el proceso de co-creación con mis compañeros y los profesores encargados, Clara Mabel Solano y Javier Navarro, fue muy agradable. Encontrarnos con personas con voluntad de ayudarnos es muy gratificante. Para terminar, en mi opinión, lo más valioso de toda esta experiencia fue la posibilidad de materializar un proyecto. Enfrentarnos a dificultades reales de producción, de usabilidad y de ergonomía. El contacto con Funsinapsis y acercarnos a personas con discapacidades múltiples nos permite de igual manera enriquecer nuestros puntos de vista y todas las consideraciones que tenemos a la hora de concebir un proyecto.

2.2. *Paula Ugueto:*

Dentro de las 5 etapas del Paradigma Pedagógico Ignaciano la primera consiste en situar la realidad en su contexto, lo que quiere decir que se deben reconocer las circunstancias particulares del sujeto y su entorno. Fundamentalmente porque si no se internaliza el contexto no será posible transformarlo. El primer acercamiento a la fundación FunSinapsis fue vital para poder comenzar a entender y experimentar sus condiciones sociales, económicas y culturales, sin ello nuestra labor como ingenieros será fútil. Pues nuestro trabajo es para y por ellos, y debemos poder ajustarnos a sus necesidades.

La fundación consiste de un espacio dedicado a personas con necesidades especiales, supliendo tanto procesos de socialización y educación como rehabilitación y apoyo a personas con enfermedades huérfanas y a individuos con ausencia de miembros, niños y adultos por igual. Dónde desde la neurociencia buscan promover el desarrollo y conexión de sus integrantes, haciendo sinapsis, de ahí el nombre de su fundación. Los co-fundadores, Viviana Barreto y Javier Romero, nos presentaron a nosotros su realidad y contexto desde lo propositivo, desde el empoderamiento. La positividad con la que se afrontaron los problemas a resolver de la fundación, así como el amplio conocimiento y manejo de su área en pro del servicio social nos contagió de un deseo de servir.

Funsinapsis es sin duda un espacio lleno de posibilidades, en él caben un sinnúmero de proyectos en los que nuestra comunidad Javeriana puede ayudar y generar un impacto positivo en una comunidad que tanto lo necesita. El paradigma Ignaciano busca la atención personal, y por eso esperamos tener una experiencia inmersiva, en donde interioricemos el espíritu positivo de la fundación, con el deseo de poder transformar para mejor su contexto desde lo que será nuestro proyecto social: la investigación y desarrollo de socket de codo para prótesis transhumerales. La elección de este objetivo de diseño no pudo haberse dado sin la previa y exhaustiva discusión en conjunto

con la fundación, en dónde se hablaron tanto de nuestras capacidades como de sus necesidades y realidad. Esperamos entonces poder desarrollar en este tiempo limitado una documentación adecuada que represente lo mejor posible el contexto de FunSinapsis Colombia, para que se pueda implementar en futuros proyectos lo que hemos absorbido en este proceso.

Experimentar, según el paradigma ignaciano, quiere decir poner en práctica el contexto específico. Que se sienta internamente lo que se ve en el entorno. Para esto se debe uno adentrar en la comunidad, participar, para así poder sentir las motivaciones, sueños y miedos que los sujetos con los que se trabaja sienten. Experimentar implica el desarrollo de la empatía genuina. Solo así se logra un impacto positivo que tome en cuenta las necesidades particulares de los sujetos.

En la fundación Sinapsis experimentar una realidad específica ha sido complicado: no hemos tenido acceso a las personas que requieren de una prótesis transhumeral, por lo que se ha dificultado reconocer las experiencias de los que queremos impactar. Sin embargo, hemos trabajado a partir del conocimiento de los líderes de la fundación, convivir con ellos nos ha permitido adentrarnos un poco en las necesidades específicas de los usuarios. A partir de preguntas exhaustivas sobre los requerimientos de uso el desarrollo de nuestro prototipo ha tomado forma. Por lo que hemos hecho el ejercicio de experimentar a través del conocimiento de los otros, con el fin de lograr imaginar y comprender las necesidades de los usuarios.

Por otro lado, según el paradigma ignaciano, experimentar es la "apertura radical como individuo a toda la realidad", esto quiere decir que igualmente hemos sido permeados por otras experiencias dentro de la fundación: hay niños con necesidades especiales y discapacidades cognitivas que asisten diariamente para actividades pedagógicas y de socialización. Esto nos enseña sobre los diferentes alcances de la fundación, y nos hace comprometernos con nuestro trabajo, pues sentimos la responsabilidad de cumplir al estar diariamente 3 horas en un espacio que atiende tantos casos, con tantas necesidades. FunSinapsis es un espacio dinámico, lleno de propositividad, sin miedo a afrontar problemas nuevos, y eso es contagioso. Esperamos como ingenieros seguir experimentando esta realidad, contagiados de positividad y propositividad para dar nuestro granito de arena en el contexto particular de FunSinapsis Colombia.

La Reflexión es parte fundamental del paradigma ignaciano, de ella depende que todo lo experimentado sea útil al momento de tomar acción. En la fundación FunSinapsis las 4 semanas de trabajo intensivo probaron ser vitales al momento de reflexionar sobre lo experimentado. Cada día, conviviendo en un espacio en donde confluyen muchas personas y proyectos, se obtuvieron reflexiones sobre los requerimientos de nuestra labor. Por tanto, se considera que en este ejercicio ignaciano el proceso de experimentación y reflexión son constantes y reiterativos.

La apropiación de lo vivido diariamente, la humanización de FunSinapsis, es precisamente ese acto de reflexionar. En la fundación hubieron conflictos, discusiones, encuentros positivos y aprendizajes, esa vivencia cercana con todos los miembros es

precisamente la humanización de la experiencia. Al vivir tanto las fallas como las virtudes del proyecto es que podemos entonces internalizar nuestro entorno y asignar un significado. Es con este significado que podemos luego tomar decisiones asestadas frente a lo experimentado, que cada experiencia sea intencionada.

Para que nuestra experiencia sea intencionada, una vez ya entendido el significado, se debe juzgar. Juzgar en este caso como la verificación entre lo entendido y lo experimentado, de ahí que sea todo un proceso reiterativo. En la fundación cada día se verificaba que nuestra experiencia, nuestro proceso ingenieril, tuviera un significado en el contexto en que nos encontrábamos, para así no perder el norte. Esto implica también verificar nuestros propios comportamientos, para así poder reflexionar sobre los inconvenientes vividos y obtener un aprendizaje de ellos.

La acción es entonces adquirir una postura frente a lo reflexionado, esto es lo que se entiende como la manifestación operativa según el paradigma ignaciano. Manifestar lo reflexionado es vital en nuestra labor como ingenieros, pues constantemente debemos convertir el aprendizaje en acciones y objetos que cumplan funcionalidades específicas. Estas funciones no son fortuitas, se obtienen de la reflexión de las experiencias y el contexto, es en esas etapas en dónde obtenemos los requisitos específicos de FunSinapsis. En este caso tenemos que actuar teniendo en cuenta que el significado de nuestra experiencia es ayudar a una comunidad que se ha visto afectada por la desigualdad en Colombia, que la trascendencia de nuestro proyecto es lograr mejorar la vida de individuos que no solo tienen amputaciones, sino también recursos limitados.

Es por esto que los requisitos de nuestro proyecto implican una prótesis de bajo costo de producción y sencilla implementación. Todo nuestro actuar debe estar enfocado en obtener esos objetivos, esa tiene que ser nuestra postura. Dentro del actuar se deben estar tomando constantemente decisiones, estas deben ser fundadas tanto en el contexto de la fundación como en nuestros conocimientos ingenieriles, y tomadas conjuntamente, en equipo. Estas decisiones adicionalmente deben ser tomadas bajo el principio ignaciano de ser para otros, como Javerianos somos ingenieros para el mundo, y nuestra labor es servir.

Concretar estas decisiones en un prototipo es la segunda parte del actuar: la operacionalización. Poder transformar todo el ejercicio ignaciano en un objeto funcional, con impacto tangible, es lo que permite cerrar la experiencia de manera exitosa. Canalizar nuestras experiencias a través del actuar, reflexionando cada decisión, es la meta del paradigma ignaciano, pues solo así logramos impactar a los otros. Nuestras 4 semanas de proyecto social se concretaron en forma de un prototipo de prótesis transhumeral mecánica, junto con un reporte que explica nuestra toma de decisiones, esto con el objetivo de lograr la continuación del trabajo.

La evaluación consiste entonces en la revisión del proceso realizado, comprobando el alcance de los objetivos. En primera instancia tenemos una evaluación diagnóstica, esta es constante, en conjunto con las demás etapas. En la fundación se realiza de manera diaria, evaluando nuestro proceso de diseño, con base a este diagnóstico continuo se revaluaron y reformularon los

componentes necesarios teniendo en cuenta el tiempo y recursos limitados. Esta evaluación es crucial para poder modificar las tareas a realizar y poder cumplir.

Adicionalmente, dentro del proceso de evaluación está el mejoramiento, el cuál no puede darse sin el proceso de diagnóstico. Poder hablar sobre el proceso tanto con los profesores disponibles por parte de la Universidad como con el equipo de la fundación es vital para poder realizar correcciones oportunas, y si la comunicación falla con alguno de ellos, o estos se encuentran ausentes, se puede ver afectado el proceso de corrección. Como practicantes estamos conscientes de que nuestra labor también es aprender sobre el proceso de diseño ingenieril, por ello siempre estamos en busca de mentoría y correcciones. Consideramos que este proyecto es uno con mucho potencial, si se somete a una corrección rigurosa.

Finalmente, en el proceso de evaluación, el mejoramiento personal es vital. Somos practicantes, lo que quiere decir que este proyecto es también nuestra introducción al mundo laboral, lo que implica aprendizajes importantes también en el ámbito relacional. Estos 17 días hábiles fueron una experiencia concentrada en la que observamos lo importante que es tener buenas habilidades sociales y comunicativas, pues si uno no logra comunicar el conocimiento, el conocimiento no tiene impacto. Y un conocimiento no aplicable no tiene utilidad. Para ser ingenieros para el mundo debemos lograr tener una buena comunicación con todo tipo de personas. Desde ese punto de vista la práctica con funsinapsis ha sido invaluable.

2.3. *Esteban Piñeros*

Las cinco etapas del Paradigma Pedagógico Ignaciano son las siguientes: Situar la realidad en su Contexto, Experimentar vivencialmente, Reflexionar sobre la experiencia, Actuar consecuentemente, y Evaluar la acción y el proceso seguido. La primera etapa ocurrió con la introducción al proyecto de servicio, junto con los primeros días en la fundación FunSinapsis. Entender el paradigma y la situación en la cual se encuentran los miembros de la fundación, desde sus pacientes, quienes carecen de recursos para recibir ayuda costosa en hospitales y demás entes médica, hasta los límites financieros, técnicos, y de recursos de la fundación misma, pude observar y entender la diferencia entre la realidad que viven estas personas y la mía. Habiendo entendido y profundizado esta diferencia, ahora puedo empezar a contribuir con mis propias habilidades, tomando en cuenta limitaciones y objetivos específicos a esta comunidad que podrían ser distintos en situaciones distintas.

La segunda etapa de experiencia vivencial se obtuvo durante nuestro tiempo trabajando con los encargados de la fundación, quienes nos mostraron casos específicos pacientes, y lo cual nos permitió ponerle cara a aquellos que queremos ayudar. Gracias a su apoyo y contexto, pude enfocar como mis propias habilidades y conocimientos podrían ser aplicados de manera ética y eficiente para colaborar con los problemas establecidos. La etapa de reflexión ocurre y continuara ocurriendo a medida que avanzamos en este proyecto; entender nuestro propio paradigma entendiendo el de los demás, comparando oportunidades y recursos, y generando lazos de empatía con esta comunidad, nos permiten entender mejor el mundo en el que vivi-

mos, y como mejor aportar hacia su mejora utilizando nuestras habilidades. A medida que entendemos más de los esfuerzos de FunSinapsis, podemos aplicar nuestro aprendizaje de comunidad y apoyo de forma más efectiva. Adicionalmente, esta práctica sirve para también reflexionar sobre las limitaciones de nuestras habilidades, de que podemos mejorar, y del funcionamiento del mundo social y laboral.

La etapa de acción consecuente se observa en el trabajo actual del equipo, donde alteramos nuestros diseños de solución al problema basado en las limitaciones mencionadas, no solo para nosotros producir resultados durante nuestra práctica, pero para, con algo de suerte, dejar avances que pueda seguir aprovechando y replicando FunSinapsis, una vez haya terminado nuestra práctica. De hacer lo contrario, podríamos tal vez terminar nuestro proyecto, pero los dejaríamos con una propuesta para la cual carecerían los recursos necesarios para usar. La quinta etapa de evaluación se cumplirá una vez terminemos nuestra práctica, donde podremos determinar si se cumplieron los objetivos designados, y se puede reflexionar sobre el impacto que tuvo esta práctica específica sobre nosotros, y sobre la comunidad. Habiendo hecho este inventario de resultados, podemos formular y plantear posibles mejoras a futuros proyectos, tanto nuestros como de otros estudiantes, con el objeto de mejorar nuestras técnicas de acercamiento a problemas comunitarios, y así ser más efectivos y benéficos con nuestros esfuerzos en próximas oportunidades.

Actualmente, se han podido experimentar los paradigmas ignacianos en diferentes medidas en la Fundación FunSinapsis. El trabajo que hemos hecho, y las experiencias que se han vivido, nos han permitido profundizar nuestro entendimiento de las vidas y problemas de grupos sociales distintos al nuestro, y nos ha abierto una ventana al poder reflexionar sobre nuestro propio papel en este ámbito social. La contextualización de la realidad, por ejemplo, se ha experimentado plenamente. A medida que exploramos mas y mas nuestras soluciones a los problemas encontrados, podemos apreciar con mayor profundidad las limitaciones financieras y sociales a las que se enfrentan los pacientes de la Fundación, y los obstáculos a los que se enfrenta esta misma al a hora de poder ayudar a esta gente. Este contexto en el que trabajamos es uno en el cual hay muchas avenidas de apoyo que se cierran por su estado actual, y se debe usar una gran cantidad de creatividad para superar estas dificultades.

Por otro lado, la interacción con los pacientes en esta práctica ha sido desafortunadamente limitada, dificultándonos la oportunidad de aprender de casos individuales, y poder empatizar con individuos en vez de colectivos. Esto es en parte por la variedad de diferentes atributos de cada uno, que hace difícil establecer ámbitos en los que se pueda colaborar con todos, y en parte por la naturaleza misma del trabajo que hacemos, el cual avanza por vías técnicas y tecnológicas, y menos por vías sociales, ya que el tiempo de diseño e implementación es considerable, y la efectividad de nuestra solución no se ve tan afectada directamente con la interacción como sería en otros proyectos. Por lo tanto, la experimentación social ha sido mas limitada de lo que tal vez fue originalmente planteado, aunque esto no ha resultado en grandes limitaciones del proyecto. Nuestra habilidad de actuar consecuentemente, por otro lado, ha sido puesta

a la prueba considerablemente, a cause directa de las limitaciones de la fundación, y nuestras propias fechas de entrega: el corto tiempo que tenemos nos ha obligado a ser cuidadosos y eficientes con nuestro tiempo y recursos, con el objeto de maximizar el avance de nuestros prototipos de maneras innovadoras con nuestros pocos recursos. Esto también nos ha permitido conectarlos mejor con la sociedad con la que trabajamos, ya que para ellos tiempo y dinero también son limitantes, haciendo que esta experiencia sea realista y compleja.

La evaluación que hemos podido hacer de nuestro proyecto también ha sido un trabajo complejo. Por un lado, utilizando nuestros conocimientos ingenieros, se ha podido hacer gran cantidad de evaluación preliminar de la efectividad y viabilidad de nuestra solución al proyecto actual. Sin embargo, dada la limitación a acceso a pacientes con los que podríamos probar nuestra solución, en conjunto con la complejidad de poder hablar con una persona así, sin poder prometer o garantizar un producto terminado al final de nuestro proyecto, la oportunidad de definitivamente evaluar el impacto físico y real en la vida de una persona en particular ha sido más difícil de lo esperado. Esta experiencia ha sido una gran oportunidad de reflexión e introspección para todos. Nos ha permitido no solo analizar las vidas y problemas de nuestra sociedad, sino también hacer análisis sobre nuestro rol en esto, y como debemos continuar creciendo para ser parte de la solución a estas dificultades de comunidad.

A medida que se avanzó el proyecto, se descubren nuevas realidades del problema trabajado, junto con las comunidades afectadas, y el entorno en el que nos encontramos. Cuando se comenzó el proyecto, teníamos preconcepciones sobre la gente con la que trabajaríamos, el ámbito en el que estaríamos, y teníamos una idea ya conceptualizada de posibles soluciones al problema. Avanzando con el proyecto, se descubre que hay múltiples limitaciones no conceptualizadas originalmente. Hay grandes limitaciones de tiempo, recursos, e ideales estéticos que deben ser considerados. Una de las mayores realizaciones que tuve fue la importancia de la estética orgánica en el trabajo. Se entiende que, aparte de la funcionalidad de la prótesis planteada, parte de la atracción al uso de estas por usuarios es que parezca parte natural del cuerpo, por lo que un diseño puramente práctico, que tenga una forma puramente artificial y mecánica, puede tener impactos psicológicos que resulten desfavorables. Adicionalmente, a medida que se avanzó el proyecto, salieron costos imprevistos que nos obligaron a ser creativos y limitar la complejidad de la solución planteada. Limitaciones de tiempo y maquinaria no permitieron que se hicieran múltiples prototipos completos en impresión 3D, y no se pudieron analizar algunas soluciones o propuestas alternativas, pues carecíamos de los recursos para hacer la cantidad de pruebas originalmente pensadas. Este ámbito de trabajo por lo tanto afectó el proceso de solución, lo cual es importante tener en cuenta a futuro, para hacer planeaciones más realistas de lo que se puede trabajar. Por último, hubo un gran impacto al profundizar nuestro conocimiento de la comunidad a la que buscábamos trabajar. Originalmente, se tenía una idea más simplificada de la solución al problema planteado, pero esta evolucionó cuando entendimos que cada usuario es dis-

tinto. Esto llevó a que tuviéramos que hacer modificaciones a nuestro diseño prostético, pues cada paciente tiene edad, fuerza, y demás dimensiones distintas a los demás, por lo que componentes que funcionaran únicamente con tamaños específicos resultarían inútiles entre usuarios. Nuestro prototipo tendría que ser modificable para gente de diferentes estaturas, con muñones de diferentes largos, con brazos de varios grosoros, y para vidas con distintos rigores, a los que nuestra prótesis sería expuestas y tendría que poder resistir. Construyendo de lo mencionado previamente, fue imperativo plantear un curso de acción que permitiera cumplir los objetivos planteados originalmente, tomando en cuenta las nuevas limitaciones y objetivos descubiertos a medida que avanzamos. Entendiendo las limitaciones que teníamos de recursos, fue crítico diseñar todos los sistemas de nuestra prótesis primero, antes de empezar pruebas, pues carecíamos de oportunidades para hacer múltiples pruebas y ensayos. El diseño también debía ser relativamente sencillo, careciendo de una gran cantidad de componentes individuales, pues esto reduce la posibilidad de que el encaje entre distintos componentes no fuera correcto. Por último, se hizo amplio uso del análisis de fuerzas teórico, para poder planear las dimensiones mínimas de la prótesis y sus varias partes, así asegurando que no habría necesidad de hacer varios ensayos para determinar la viabilidad del sistema en sí. Otra alteración que tuvimos que hacer a nuestro proceso de trabajo fue la necesidad de encontrar soluciones para la impresión 3D de la mayoría de los materiales. Dado el corto plazo de la asignatura, fue importante buscar en la universidad varias máquinas de impresión 3D, para hacer impresiones simultáneas. Se consideró también la impresión de componentes en tiendas de terceros, pero una revisión rápida demostró que los costos de manufactura serían considerables, mucho más de lo que podríamos pagar sin recursos externos de la universidad o el instituto. Sin embargo, se pudieron encontrar suficientes máquinas con tiempo disponible para mantener el costo viable, con la mayoría de los gastos siendo el material, y tiempo de visita a los múltiples edificios universitarios. Como un último componente de acción, se vio crucial el estudio de diseños ergonómicos y estéticos para la construcción de nuestro prototipo. Originalmente no había sido considerado como prioridad, pero al entender la importancia de los visuales para la psicología del usuario, y su habilidad de sentir que el miembro es una parte de él, se le puso enfoque a la producción de un diseño con mayor apariencia humana. Esto complicó también el diseño teórico, pues los cálculos hechos de análisis de fuerza, esfuerzo y torsión eran estimados, pues un estudio específico era imposible a causa de las piezas no tener formas estándar. Sin embargo, basado en que el prototipo no fue diseñado para manejar enormes cargas o actividades complejas, este intercambio de precisión por estética se consideró aceptable, para brindarle mayor comodidad al usuario. Habiendo terminado el proyecto, es importante hacer una reflexión sobre el proceso, lo que se pudo completar, y los objetivos cumplidos. Originalmente, se planteó crear un brazo prostético para amputaciones transhumerales, el cual tuviera la habilidad de abrir y cerrar la mano, y mover el codo, de manera independiente. Estos objetivos fueron planteados con la idea de permitirle al usuario hacer una variedad de acciones

con el sistema, como agarrar y acercar objetos livianos. Adicionalmente, se decidió no construir una muñeca móvil, pues esto incrementaba considerablemente la complejidad, costo y tiempo de producción del prototipo. Por último, el diseño debía ser ajustable para diferentes tamaños, y debía ser de bajo costo. Basado en los resultados, se puede decir que fuimos exitosos en diseñar una prótesis transhumeral, y tiene las habilidades preestablecidas de flexión de dedos y codo de manera independiente. Estos sistemas pudieron ser construidos de manera sencilla, permitiendo un bajo costo y fácil mantenimiento, y los recursos necesarios existen en la fundación, principalmente la habilidad de impresión 3D, tensores de nylon y polímero Filaflex para los dedos. Los materiales restantes también fueron fáciles y baratos de adquirir, principalmente correas de polipropileno, las cuales sirvieron para formar el arnés. Se formó una solución para cada objetivo planteado, por lo que se puede considerar que se logró el cometido. Analizando los demás parámetros de nuestro trabajo, se pueden ver varias áreas de mejoría. Primero, aunque en teoría todos los sistemas funcionan adecuadamente, en práctica, no se pudieron hacer muchas pruebas físicas con la prótesis, por escasez de tiempo. Esto significa que hay multitud de alternativas posibles que harían del brazo un aparato más eficiente, pero no se pudieron revisar. Adicionalmente, aunque se hizo el análisis de fuerza para diferentes tamaños de brazos, estos mismos no fueron construidos, y se podría requerir mayor estudio para hacer el escalamiento de los componentes de manera que no afecten el uso de la prótesis en pacientes distintos. Por último, aunque no fue parte de los objetivos principales, siento que una versión avanzada del modelo podría implementar una muñeca con rotación, para incrementar el número de posibles usos que el usuario le puede dar a su prótesis.

2.4. William Gómez

CONTEXTO

Contextualizar implica situar el tema y los protagonistas en su contexto real, considerando los condicionamientos sociales, económicos, políticos y culturales. El proyecto social universitario que realizaremos se llevará a cabo en una fundación sin ánimos de lucro llamada Sinapsis, que presta ayuda y asistencia a personas con múltiples discapacidades. La fundación está a cargo de Viviana Barrero, una mujer que a pesar de tener discapacidad visual no se detiene para materializar sus ideas y ayudar a la población de bajos recursos, además, cuenta con la ayuda de varias personas en los trabajos de la fundación. Cuatro estudiantes de ingeniería, uno de mecánica y tres de bio, hemos sido asignados para adelantar tareas sociales en esta fundación y diseñar una prótesis transhumeral que pueda ser fabricada a un bajo costo por esta fundación.

La composición de lugar nos permite imaginar y visualizar los escenarios en los que ocurren los hechos relevantes, para comprender su sentido original y la experiencia de los protagonistas. La fundación es una casa común de Bogotá, en el primer piso se hacen actividades lúdicas con personas con discapacidades múltiples, en el segundo piso se lleva a cabo la impresión de las protesis y en el tercer piso se da la coordinación y planeación de las tareas de la fundación. Por medio de la

impresión 3D y la fabricación de protesis de bajo costo, la fundación busca favorecer a las personas con menos recursos. La ciudad de Bogotá tiene una tasa de pobreza considerablemente alta, existe un número significativo de persona que requieren prótesis para alguna extremidad, pero lamentablemente carecen de los recursos suficientes para adquirirlas la situación en el resto del país es peor.

Reconocer el contexto implica comprender los desafíos, intereses y estilos de aprendizaje de los estudiantes, adaptando las estrategias pedagógicas a sus necesidades individuales. Somos un equipo de bioingenieros e ingeniero mecánico, desarrollaremos una prótesis transhumeral accionada mecánicamente por el mismo cuerpo. Los bioingenieros podemos ver al paciente usando las prótesis y decidir cuál es la mejor opción con experimentos, por otro lado, el ingeniero mecánico pudo materializar los requerimientos mecánicos y juntarlos con los biológicos para formar un diseño funcional. En conclusión, las capacidades de nuestro equipo nos permiten crear prótesis del tipo mecánicas sin parte electrónica, las cuales son un tipo de prótesis muy útil y con gran demanda en el mercado mundial.

EXPERIENCIA

La filosofía de San Ignacio de Loyola enfatiza la importancia de la experiencia como elemento central en el aprendizaje. Es crucial adquirir conocimientos a través de experiencias prácticas que nos permitan aplicar los conceptos aprendidos en situaciones concretas. Al salir de la Fundación Sinapsis, habremos adquirido los conocimientos necesarios para desarrollar prótesis de bajo costo que cumplan con los requisitos mínimos para su uso. Es a través de las experiencias vividas y presenciadas que nos convertimos en expertos en un área determinada.

La reflexión crítica sobre nuestras vivencias y aprendizajes es de gran valor. En los proyectos, las personas llegamos con diferentes ideales que pueden entrar en conflicto rápidamente, y solo a través de la experiencia podemos manejar estas situaciones de la mejor manera. La fricción y los conflictos son fundamentales en cualquier proyecto exitoso, ya que si no se generan desafíos de algún tipo, no se está generando un cambio significativo. El respeto y la tolerancia son elementos fundamentales en el intercambio de ideas para un proyecto exitoso. Mantener la calma, evitar alterarse y saber escuchar a los demás son habilidades clave en este proceso.

Se destaca también el acompañamiento personalizado, donde los educadores se convierten en guías y mentores para los estudiantes. Podemos aprender mucho de un profesor cuando existe un ambiente de cordialidad y respeto mutuo. Las experiencias vividas por otros pueden transmitirse y comunicarse a otros para generar un aprendizaje enriquecedor. Los profesores son guías, pero cada individuo conoce sus propios límites, por lo tanto, es importante crear un ambiente que no imponga limitaciones a su crecimiento y desarrollo.

REFLEXIÓN

En la etapa de reflexión, es fundamental analizar de manera crítica nuestras experiencias en el proyecto y extraer lecciones significativas. Al reflexionar sobre los desafíos que enfrentamos, podremos identificar las estrategias más efectivas y aprender de los obstáculos que superamos para mejorar en fu-

turas iniciativas similares. Además, la reflexión nos permitirá reconocer la importancia de la adaptabilidad y la flexibilidad en un equipo multidisciplinario como el nuestro, así como valorar la diversidad de perspectivas y conocimientos que cada miembro aporta al proyecto. Me siento con una mentalidad diferente después de haber puesto mis ideas y tiempo en un proyecto de una fundación.

La reflexión nos brinda la oportunidad de examinar a fondo los desafíos, logros y aprendizajes obtenidos durante nuestra participación en la Fundación Sinapsis. A través de un análisis profundo, seremos capaces de comprender mejor nuestro papel como agentes de cambio y cómo nuestras acciones pueden contribuir a la inclusión y el bienestar de las personas con discapacidad. Asimismo, la reflexión crítica nos invita a cuestionar y mejorar constantemente nuestras prácticas, promoviendo así un enfoque de aprendizaje continuo que nos permita crecer como profesionales comprometidos con el servicio a los demás. Un paso importante para aprender a desarrollar prótesis es estar en contacto con personas que ya las desarrollan a un bajo costo con el fin de ayudar a otros.

Durante la etapa de reflexión, también es importante considerar el impacto emocional y personal que el proyecto ha tenido en cada uno de nosotros. Al analizar nuestras vivencias, emociones y percepciones, podremos comprender mejor cómo la experiencia en la Fundación Sinapsis ha influenciado nuestra forma de ver el mundo y nuestra vocación como ingenieros comprometidos socialmente. La reflexión crítica nos ayudará a fortalecer nuestra empatía, sensibilidad y conciencia de la importancia de desarrollar soluciones accesibles y de bajo costo para aquellos que más lo necesitan. Nunca hubiera comprendido el desarrollo de las prótesis de la forma en que lo hago ahora de no ser por este proyecto social.

ACCIÓN

La etapa de acción implica poner en práctica nuestros conocimientos y habilidades, trabajando de manera colaborativa para materializar las prótesis transhumerales de bajo costo en la Fundación Sinapsis. A través de la implementación de técnicas de fabricación y la optimización de recursos, nos enfocaremos en crear soluciones accesibles y funcionales para las personas que más lo necesitan. Nuestro objetivo es ofrecer prótesis de calidad que permitan mejorar la calidad de vida de los beneficiarios, promoviendo su autonomía y facilitando su participación en la sociedad. Debemos proyectar una visión de calidad y altas expectativas para siempre obtener un buen producto.

Durante la etapa de acción, nos comprometeremos activamente en la fabricación de las prótesis, utilizando tecnologías innovadoras y optimizando los recursos disponibles. Nuestro objetivo es garantizar que la prótesis sea diseñada y fabricada con precisión, teniendo en cuenta las necesidades y limitaciones de cada beneficiario. Trabajaremos de la mano con los profesionales de la fundación y los beneficiarios, fomentando la colaboración y la participación activa en todo el proceso de producción. Se intercambiarán ideas y se buscarán soluciones activamente a los problemas presentados.

A lo largo de la etapa de acción, enfrentaremos desafíos y obstáculos que requerirán nuestra creatividad y perseveran-

cia. Estaremos comprometidos con la calidad y la eficiencia en cada paso del proceso de fabricación, asegurándonos de seguir estándares rigurosos y de realizar pruebas exhaustivas en las prótesis. Además, la acción en el proyecto nos brindará la oportunidad de fortalecer nuestras habilidades técnicas y de trabajo en equipo, y nos permitirá aplicar los conocimientos teóricos adquiridos en nuestra formación académica en un contexto real y significativo. Tenemos que superar dichos obstáculos por medio del diálogo y la conversación amigable, entendiendo que si no se presenta la ayuda que se necesita siempre se pueden buscar otras alternativas.

EVALUACIÓN

En la etapa de evaluación, analizaremos de manera rigurosa los resultados obtenidos, con el fin de medir la eficacia y el impacto de las prótesis transhumerales desarrolladas en la Fundación Sinapsis. A través de criterios objetivos y la recopilación de datos, evaluaremos el grado de satisfacción de los beneficiarios y la funcionalidad de las prótesis para identificar posibles mejoras y oportunidades de crecimiento. Asimismo, la evaluación nos permitirá obtener información valiosa sobre la durabilidad y la adaptabilidad de las prótesis, lo que nos ayudará a perfeccionar nuestros diseños y procesos de fabricación. Los sockets de cada prótesis deberán ser diseñados y fabricados sobre cada persona ya que estas cuentan con una extremidad exclusiva a su amputación.

Durante la etapa de evaluación, también nos interesarán recopilar testimonios de los beneficiarios y del personal de la Fundación Sinapsis para comprender mejor el impacto social y emocional que ha tenido la implementación de las prótesis. Estos relatos nos brindarán una perspectiva humana y nos recordarán la importancia de nuestro trabajo y el valor de cada prótesis para mejorar la vida de las personas con discapacidad. A partir de los resultados de la evaluación, buscaremos no solo mejorar nuestras prótesis, sino también compartir nuestro aprendizaje y experiencia con otros profesionales y organizaciones dedicadas a este campo. Se quiere elaborar una prótesis que sea capaz de competir en el mercado y generar recursos valiosos para la fundación.

La evaluación nos permitirá valorar la funcionalidad, calidad y adaptabilidad de las prótesis, así como recopilar retroalimentación de los beneficiarios para mejorar futuros proyectos. Además, nos brindará la oportunidad de reflexionar sobre nuestro propio desempeño y las lecciones aprendidas, fortaleciendo así nuestra capacidad para abordar desafíos similares de manera más efectiva en el futuro. La evaluación nos ayudará a consolidar nuestra vocación de servicio y nuestro compromiso con el bienestar de las personas con discapacidad, reafirmando la importancia de nuestro rol como ingenieros en la mejora de la calidad de vida de los demás. Fue necesario dejar claro que el prototípico no es la pieza funcional y aún esta bastante lejos de ser un producto viable, especialmente debido al limitado tiempo que tuvimos.

3. Revisión de trabajos relacionados. Análisis y definición de técnicas y metodologías a utilizar

Existen distintos tipos de prótesis dependiendo de su principio funcional, las prótesis pasivas son aquellas que solo cumplen un rol estético, mientras que las que permiten ya tener una funcionalidad adicional pueden ser: mecánicas, mioeléctricas, o híbridas. La finalidad de estas prótesis es poder tener una mano con agarre efectivo ya que en el día a día el uso de las manos es fundamental para las tareas básicas. Se pueden definir tres movimientos principales de la mano:

- Rotación: en dónde la pronación y supinación del antebrazo y la muñeca permiten rotar la palma dependiendo de la circunstancia.
- Flexión de dedos: que permite el agarre de objetos varios cuando estos se cierran contra la palma.
- Agarre de pinza: mediante la oposición del dedo pulgar contra los otros dedos, usualmente el índice.

[1] El conocimiento anatómico de la mano ha permitido desarrollar manos robóticas que cumplan estos movimientos al identificar las características mecánicas más determinantes. La mayoría de las prótesis actuales se centran en solo 2 de estos tres movimientos principales: la flexión de los dedos y la flexión del pulgar con el objetivo de poder sostener objetos. La activación de estos movimientos depende del tipo de prótesis, aquellos que utilizan sensores mioeléctricos reciben señales que se usan para activar servomotores a partir de señales eléctricas de los músculos del usuario, mientras que las mecánicas generan movimiento a partir de otra parte del cuerpo a través de un sistema de poleas y tensores [2]; las híbridas utilizan ambos mecanismos, lo que proporciona mayor grado de libertad. Al momento de realizar una prótesis se debe tener en cuenta dos aspectos: el peso y tamaño, así como torque y velocidad [3]. Una prótesis debe ser cómoda: poco aparatoso y de bajo peso para que no genere problemas si su uso es constante, pero también debe ser eficiente, que pueda levantar suficiente peso a una velocidad aceptable para que pueda realizar tareas cotidianas [1]. Con esto en cuenta se procede a discutir las técnicas existentes para prótesis de miembros superiores, desde sus posibles materiales hasta sus mecanismos varios, teniendo en cuenta también las capacidades de la fundación, así como las necesidades del usuario final.

3.1. Prótesis mioeléctrica

Estas prótesis permiten el movimiento de dedos, muñeca o codos a partir de las señales nerviosas enviadas por el sistema nervioso cuando se da la orden de generar una contracción muscular, así el miembro esté ausente. Mediante un sensor se adquiere la señal biológica, la cual tiene una amplitud pequeña de entre 5-20 μ V, que luego se amplificada y es conmutada con un sistema electrónico. Dentro de las prótesis más utilizadas se encuentran: I-limb de Touch Bionics la cual tiene 14 patrones de movimiento, Michelangelo de Ottobock la cual se considera una prótesis biónica pues opera con sensores introducidos en el paciente mediante cirugía, Bebionic de Stepper

RS la cual también opera 14 patrones de movimiento con electrodos externos y finalmente HACKberry de Exii un proyecto Open-source que busca la colaboración mundial otorgando información tanto de sólidos en malla para impresión 3d de componentes, como código para los microcontroladores, que implementa una tecnología de sensores. Todos los ejemplos mencionados son prótesis transradiales (lo que implica que existe el mecanismo del codo natural en el paciente) [4]. Uno de los problemas principales de estas prótesis es su alto costo, el desarrollo de esta tecnología, al tener componentes mecatrónicos, implica que no sea directa su implementación en fundaciones como lo es FunSinapsis, en dónde sus usuarios principales son personas de bajos recursos, adicionalmente, el desarrollo de micromotores que operen a baja velocidad, pero con mayor torque (como lo hacen las articulaciones humanas) es también un reto tecnológico [5].

3.2. Prótesis mecánica

Estas prótesis, también llamadas en inglés “pody-powered”, generan movimiento a partir del movimiento de otra articulación existente en el usuario. Para el caso de las prótesis transhumerales la flexión del codo y de los dedos de la mano se puede generar a través de poleas fijadas al hombro, esta articulación, que tiene 3 grados de libertad, permite tener una gran variedad de tensores. Podemos dividir las prótesis transhumerales en tres componentes principales: El socket que se adhiere al muñón, el sistema de poleas que conforma el mecanismo de flexión y extensión del codo y flexión de la mano para poder sostener objetos, y el arnés, el cuál provee fijación adicional pero también transmite el movimiento del hombro al codo y mano [6].

3.3. Socket de prótesis transhumeral

Uno de los componentes más importantes de una prótesis es el diseño de socket, el cuál determina el contacto directo entre el muñón y la estructura rígida de la prótesis. Se ha encontrado que la principal razón por la cual los usuarios desisten en la implementación de sus prótesis es debido a incomodidad por uso prolongado, por lo que el socket debe asegurar tanto funcionalidad como comodidad para el paciente. Esto quiere decir que se debe disminuir la presión producida por el contacto directo entre muñón y el socket mientras se mantiene una suspensión segura [7]. Para esto se han implementado varias técnicas que se enfocan todas en la rigidez variante, para poder así tener distinta presión dependiendo de si la prótesis está contraída o relajada, entre ellas se encuentra el sistema de compresión-liberación de tejido (CRS, compression-release stabilized) en dónde se utiliza una carcasa con puntos de presión específicos y espacios vacíos en dónde el tejido puede readaptarse si se genera mucha fuerza sobre el muñón [7]. Otras opciones son bombas de aire que se inflan y desinflan dependiendo de la fuerza del brazo, también han propuesto otras investigaciones una malla que dependiendo de cómo se estira esta se aprieta más contra el muñón [8]. Todas estas variaciones proponen también mayor flujo de aire y menor fricción y desplazamiento del brazo, lo que evita problemas de humedad,

úlceras por fricción y distribución desequilibrada de fuerza sobre el hueso.

3.4. Materiales

Dentro de los materiales más comúnmente implementados para la carcasa y estructura de las prótesis se encuentra el PLA, el polipropileno y el AVS, así como el feliflex para las falanges de la mano robótica, pues su rigidez es un poco menor y permite también mejor agarre, también existen prótesis de carbono, cuyo peso es menor y resistencia mayor, más su costo es más elevado [3,6]. Lo más importante es que estos materiales sean extruibles para impresión 3D así como termoformables, pues facilita su producción ajustada a la anatomía particular del usuario. Frente a los recubrimientos internos, que entran en contacto con la piel del usuario se encuentra el neopreno, geles y silicona, materiales que tienen que ser biocompatibles, y que permitan amortiguar el contacto entre la estructura rígida y la piel[4].

4. Marco Teórico

El diseño y desarrollo de prótesis para amputaciones o falta de miembro transhumeral ha sido un campo de investigación en constante evolución [1]. Para abordar el problema actual de la Fundación Sinapsis de la ausencia de un diseño funcional, simple y de bajo costo de una prótesis transhumeral, se requiere una base sólida de metodologías y herramientas de ingeniería. En este contexto, es fundamental realizar una investigación exhaustiva en la literatura científica y técnica relacionada con los diferentes aspectos del diseño de estas prótesis.

Primeramente, están los arneses utilizados en estas prótesis que ayudan a soportar el peso de la prótesis y a generar un accionamiento cómodo por parte del paciente [2]. Mediante el estudio de la literatura existente, es posible comprender las mejores prácticas y enfoques eficientes para asegurar la comodidad y estabilidad de la prótesis en el muñón del brazo. Asimismo, es importante investigar y analizar los diferentes diseños de sockets de húmero utilizados en prótesis transhumerales. La revisión de la literatura especializada proporcionará información valiosa sobre los avances tecnológicos, características ergonómicas y materiales utilizados en estos sockets, elementos cruciales para lograr un ajuste adecuado y una carga efectiva de la prótesis [3].

Otro aspecto relevante es el estudio de las prótesis mecánicas transhumerales accionadas por el cuerpo existentes. Analizar la literatura científica y técnica relacionada con estas prótesis permite conocer los desarrollos previos, los desafíos técnicos y las soluciones propuestas para lograr un funcionamiento óptimo de la prótesis [4], incluyendo la flexión de la articulación del codo y el movimiento de los dedos. Específicamente, queremos comprender los mecanismos de acción utilizados en prótesis transhumerales accionadas por el cuerpo. Examinar la literatura científica y técnica existente en esta área proporciona una comprensión profunda de los métodos y tecnologías utilizados para permitir el movimiento y la funcionalidad de la prótesis mediante la interacción con el cuerpo del usuario [4].

Por otro lado, el modelado en 3D y el uso de software especializado para imprimir en 3D son componentes claves en el proceso de diseño de prótesis. Una vez que se han generado los bocetos iniciales con lápiz y papel, se emplean herramientas de modelado en 3D para traducir esas ideas en diseños digitales detallados. Estos modelos digitales permiten una visualización precisa y realista de la prótesis propuesta, lo que facilita la evaluación de su forma, funcionalidad y ergonomía. Además, estos diseños son la base para realizar las impresiones 3D de los productos reales. Los diseñadores pueden realizar modificaciones rápidas y precisas en el diseño, probar diferentes configuraciones y realizar simulaciones virtuales para evaluar el rendimiento y la biomecánica de la prótesis. Además, el modelado en 3D permite la optimización de la geometría y la personalización de la prótesis según las características individuales del paciente, lo que mejora la comodidad y la adaptación. En nuestro caso conocemos las herramientas SolidWorks, Blender y Fusión 360, además de que contaremos con la ayuda de las personas de la fundación que ya tienen más experiencia con la etapa final de impresión en 3D.

En el ámbito de las prótesis para amputaciones de miembros inferiores, las pruebas mecánicas desempeñan un papel fundamental en la evaluación de su funcionalidad y rendimiento [5]. Estas pruebas permiten determinar la resistencia y durabilidad de los materiales utilizados, así como la capacidad de la prótesis para soportar cargas y movimientos específicos. Además, se emplean para evaluar la eficacia de los mecanismos de sujeción y estabilización de la prótesis [5], así como para estudiar su comportamiento en diferentes condiciones y situaciones de uso. Mediante el uso de protocolos de pruebas estandarizados y equipos especializados, es posible obtener datos objetivos y cuantificables sobre el desempeño mecánico de las prótesis, lo que contribuye a mejorar su diseño, funcionalidad y seguridad para los usuarios. Estas pruebas son fundamentales en la fase de desarrollo y optimización de las prótesis, permitiendo validar su rendimiento y garantizar que cumplen con los estándares de calidad y requerimientos específicos para brindar una adecuada rehabilitación y mejor calidad de vida a los usuarios. Sin embargo, requieren de un tiempo moderado para llevar a cabo su ejecución, así como de un experimento que permita llevar a cabo un análisis de resultados.

Finalmente, como estudiantes de bioingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana, nos hemos familiarizados con el proceso de ‘Biodesign -Stanford’ en las clases CDIO, esta es una metodología de diseño que busca llevar a cabo 3 etapas fundamentales para el diseño de dispositivos médicos; identificación de las necesidades, invención e implementación. La metodología del Biodesign de Stanford proporciona un enfoque estructurado y sistemático para abordar los desafíos de la innovación en el campo de la salud [6]. Al seguir este enfoque, los equipos de Biodesign pueden identificar y comprender las necesidades reales de los pacientes y profesionales de la salud, lo que les permite desarrollar soluciones enfocadas y significativas [5]. Esta metodología fomenta la creatividad y el pensamiento interdisciplinario al generar una amplia gama de ideas y conceptos innovadores. Además, al enfocarse en la implementación y la viabilidad comercial, la metodología del Biode-

sign ayuda a garantizar que las soluciones desarrolladas realmente lleguen al mercado y tengan un impacto tangible en la atención médica [5]. En resumen, esta metodología ofrece una guía efectiva para el proceso de innovación en salud, permitiendo resultados más sólidos y beneficiosos tanto para los pacientes como para los profesionales de la salud.

5. Definición del problema o de la oportunidad

El problema actual a resolver, tal como fue definido por estudiantes y miembros de la fundación FunSinapsis, es la ausencia actual de un diseño funcional, simple y de bajo costo de una prótesis para amputaciones o falta de miembro transhumeral. Este último término se refiere a personas cuyo brazo no llega a tener la articulación de codo. Actualmente, se tienen diseños para amputados transradiales, los cuales si tienen codo; utilizan esta articulación en el diseño para flexionar los dedos de la prótesis, permitiendo un agarre básico. Sin embargo, para amputaciones transhumerales, se debe crear un diseño de prótesis que pueda doblar el codo artificial, y en lo posible, también flexionar los dedos para conseguir un agarre sencillo. Un agarre sencillo se refiere a un movimiento tipo “pinza”, en el cual el pulgar se flexiona hacia los otros dedos, los cuales se cierran simultáneamente, para sostener objetos de peso liviano. Óptimo sería poder generar un sistema que fuera capaz de permitirle al usuario flexionar codo y mano independientes uno del otro; sin embargo, dada la complejidad de utilizar una única articulación (hombro) como sistema de accionamiento, y reflexionando sobre la limitación de tiempo y recursos disponibles, se considera para este ejercicio aceptable un diseño el cual ejecute la acción de flexión de codo y dedos simultáneamente, con el objetivo final de hacer un movimiento de levantamiento simple. El sistema debe ser adaptable para personas de diferentes estaturas y demás diferencias ergonómicas, debe ser reproducible con los materiales disponibles en la fundación, los que incluyen impresoras 3D, y debe ser un sistema sencillo, para mantener costos y mantenimiento bajo y sencillo, respectivamente.

6. Objetivo general del proyecto

El objetivo general del proyecto es el diseño de una prótesis mecánica para personas con amputaciones transhumerales, es decir por encima del codo. Después de haber revisado la literatura, se estableció que los mayores desafíos se encuentran en los siguientes puntos: 1. Unión de “socket” de muñón a brazo. 2. Sistema de control y energía de las articulaciones, tanto del codo como de las falanges. Así, lo primero que se busca es crear un dispositivo prostético que sea utilizable por personas que carecen de codo, pero que tienen mínimo 7cm de antebrazo. Para cumplir esto, se tiene que crear un sistema de “socket” o similar, el cual no solo encaje cómodamente con el muñón del brazo, sino también que pueda cargar con su peso de manera adecuada, sin causar dificultades o malestar al paciente. Para esto, se plantea el diseño de un sistema de agarre directo de brazo a prótesis, para seguridad y estabilidad, junto con un arnés que se colocara alrededor de la espalda, y posiblemente el torso, para distribuir el peso y mantener el balance

del usuario. Lo segundo que se quiere lograr con este diseño de prótesis es que el usuario tenga la capacidad de mover la articulación de codo, de tal manera que el usuario pueda utilizar el nuevo sistema para cumplir tareas básicas, como levantar objetos livianos. Para cumplir esto, actualmente se piensa utilizar un sistema de tensores, los que, al flexionar otras secciones del cuerpo, sirvan para flexionar el codo. Actualmente, se consideran dos posibles movimientos para cumplir el objetivo de flexión del codo: movimiento de escápula, y movimiento de hombro. Analizando este punto, se denota que se debe encontrar un buen balance entre funcionalidad y comodidad. Un brazo altamente estético y cómodo que sea incapaz de manejar su propio peso es inservible, pero uno que resulte difícil de usar en conjunto con distintas actividades tampoco sería óptimo, por lo que por el momento se analizan posibilidades para un levantamiento de peso liviano, que requiera la menor cantidad de esfuerzo y estrés por el usuario mismo. Finalmente, utilizando el modelo de mano que ya se tiene en la fundación para la prótesis transradial, se busca acoplarlo para que la prótesis propuesta en este diseño también tenga un agarre activo, por medio del mismo sistema de tensores.

7. Objetivos específicos

Para poder cumplir con el objetivo general del proyecto, se plantearon los siguientes objetivos específicos:

- Diseño de las piezas componentes del socket, es decir para el acople entre el miembro superior y la prótesis.
- Diseño del mecanismo de flexión de la articulación “codo” basado en movimientos del hombro o de la escápula.
- Integración con el diseño de mano ya existente de prótesis para amputaciones transradiales.
- Definición de materiales para cada una de las piezas de acuerdo a sus propiedades.
- Modelado 3D apto para impresión 3D.
- Impresión de un primer prototipo formal

8. Alcances del proyecto

De acuerdo a los lineamientos del proyecto y los objetivos previamente planteados, por limitaciones de recursos, especialmente de tiempo, el alcance principal del proyecto es un modelo representado de manera digital. Las pruebas que se realizarán al modelo, como se verá en las siguientes secciones, son de comprobaciones matemáticas de acuerdo a las dimensiones, los mecanismos y las formas planteadas en el diseño. Con ayuda de la Pontificia Universidad Javeriana y de Funsinapsis se procederá a la impresión de algunas partes del sistema, con el objetivo de comprobar su funcionamiento. Sin embargo, al no tener la posibilidad de corregir e imprimir nuevamente, este modelo será parte de nuestro proceso de diseño más que un entregable con funcionamiento comprobado. A pesar de esto, el diseño de

este proyecto plantea las bases, de acuerdo a nuestras investigaciones, de una prótesis para amputación transhumeral de bajo costo y fácil producción, que puede seguir siendo trabajado en proyectos futuros.

9. Metodología aplicada

Para diseñar el brazo prostético, fue importante primero generar ideas y analizarlas de manera teórica. Se careció de grandes cantidades de tiempo, razón por la cual era crucial tener un buen diseño inicial antes de comenzar producción, pues no era viable hacer múltiples pruebas de prototipo. Este trabajo se dividió entre ideas virtuales, y análisis de fuerza. El primer componente sirvió para establecer ideas base, desde las cuales se podría construir hacia un modelo más permanente, y el segundo sirvió para determinar, utilizando técnicas de ingeniería mecánica, la viabilidad y dimensiones de cada componente. Gracias a esto, se pudo integrar la producción de un sistema completo impreso en 3D, en el periodo limitado que tuvimos durante este proceso.

Algunos componentes fueron originalmente planteados en dibujos simples, para dar una idea de posibles diseños. Por ejemplo, se hicieron varios bosquejos de agarres de muñón. Uno de ellos se puede apreciar siguiente:

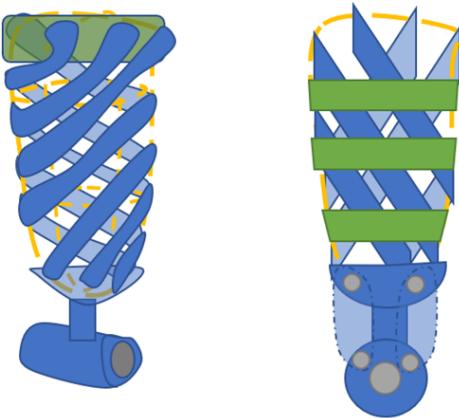


Figure 1: Modelo virtual de idea preliminar para sistema de agarre muñón-eje de codo.

Para validar los diseños del sistema con teoría ingeniera y mecánica, se hicieron múltiples estudios de fuerzas, para determinar los parámetros bajo los cuales la prótesis planteada funcionaría adecuadamente. El análisis permitió calcular y verificar fuerzas aplicadas en el sistema, como tensión en tensores, torque en piñones, y torsión en el eje del codo. Una vez establecidos estos datos, fue posible diseñar un prototipo que manejara adecuadamente las fuerzas descritas. Algunos de los estudios hechos fueron el análisis de tensión para los tensores de elevación del codo, y el análisis de torsión del piñón de seguro implementados en el sistema. Primero, se hicieron modelos para visualizar los componentes:

Luego, se hicieron diagramas de fuerza, con el objeto de determinar la posición y dirección de estas sobre el sistema:

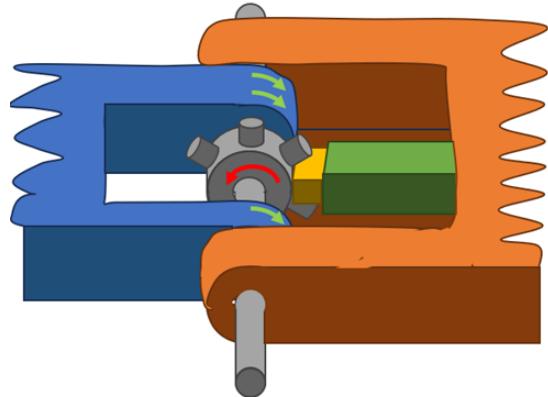


Figure 2: Diseño Virtual de acople de brazo, codo y antebrazo.

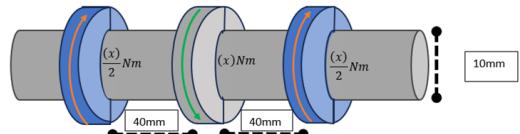


Figure 3: Diagrama de dimensiones y fuerzas.

Para continuar, se utilizaron estudios mecánicos, para establecer la viabilidad de los componentes analizados. En este caso en particular, se utilizaron conocimientos de mecánica de materiales, torsión, y fundamentos de materiales, ejemplo del cual se encuentra en la Figura 4:

La ecuación de deflexión de ángulo es:

$$\phi = \frac{TL}{JG}$$

Donde:

- T=Momento de Torsión
- L=Largo
- J=Momento polar de inercia
- G=Modulo de corte

Como estamos trabajando con componentes cilíndricos, el momento polar de inercia será:

$$J = \frac{\pi r^4}{2}$$

El módulo de corte del material utilizado, el PLA, se puede calcular basado en su módulo de elasticidad (Young(Y)) y su Relación de Poisson (μ). Se conoce que el módulo de elasticidad es de 3500MPa, y la Relación de Poisson es de 0.35. La fórmula que relaciona estos valores es:

$$Y = 2G(1 + \mu)$$

Por lo tanto, para calcular el Módulo de Corte, la ecuación será:

$$G = \frac{Y}{2(1 + \mu)} = \frac{3500MPa}{2(1 + 0.35)} = \frac{3500MPa}{2.7} = 1296MPa$$

Figure 4: Estudio mecánico y matemático

Finalmente, se utilizó Excel para producir gráficas que representaran visualmente los datos calculados, como se observa en la Figura 5:

El análisis completo puede encontrarse en el Anexo [2].

10. Prototipo

10.1. Diseño

Lo primero que se hizo fue una lluvia de ideas y bocetaciones de las mismas. Sin embargo, para probar los mecanismos propuestos, se utilizaron materiales de fácil acceso, como tubos de

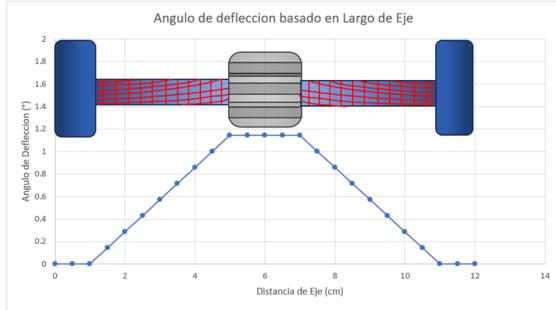


Figure 5: Estudio mecánico y matemático

cartón, cordones, y pitillos. Esto con el fin de simular las diferentes partes y montar los mecanismos propuestos. El primer modelo se muestra en la figura 6. Una vez comprobado el fun-



Figure 6: Modelo en cartón de la prótesis en posición de flexión del codo

cionamiento del mecanismo en cartón, se procedió a hacer modelos digitales en los programas Fusion 360 y SolidWorks con el fin de hacer una prótesis ahora sí antropomorfa. El resultado del trabajo de diseño se muestra en la figura 7.



Figure 7: Modelado digital de la prótesis excluyendo el socket y la mano

Como Funsinapsis ya tiene implementado un modelo para una prótesis transradial con agarre mecánico, se planteó que este nuevo diseño de prótesis se acoplara directamente a la mano que ya se ha venido utilizando. Por eso, como se puede

ver en la figura 8, en los modelados que se realizaron se hizo la terminación de la muñeca de modo que encaje en una mano que fue entregada con anterioridad por la fundación para hacer las pruebas del prototipo.

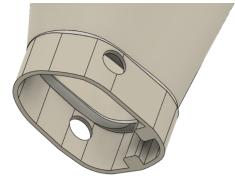


Figure 8: Acople para la muñeca en el modelado digital

Con este diseño se logran, principalmente, tres cosas: un codo activo y un agarre activo, controlados por un mismo movimiento y un mismo sistema de tensores (color azul en la figura 9); y el bloqueo del codo en cualquier posición deseada, controlado por un movimiento y un tensor diferentes (color rojo en la figura 9). A continuación se explicará el funcionamiento del modelo.

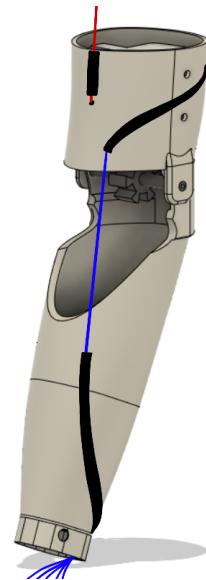


Figure 9: Sistemas de control de la prótesis mecánica

10.1.1. Accionamiento

Para tener una prótesis transhumeral funcional esta debe cumplir tres cosas: poder flexionar el codo a un ángulo deseado, poder bloquear el codo en dicha posición para realizar tareas y poder activar la mano con función de agarre. La propuesta es poder obtener estas tres funciones con solo dos movimientos del hombro y la espalda, esto mediante una alternación en el mecanismo: si el codo se encuentra desbloqueado este puede mover su ángulo de flexión con la mano inactiva, una vez bloqueado el codo el movimiento que generaría la flexión transfiere su fuerza al mecanismo de la mano lo que activaría el agarre.

Para esto

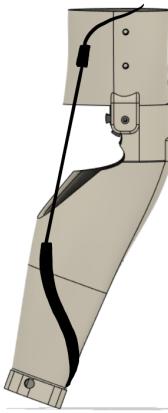


Figure 10: Tensores para la flexión del codo

10.1.2. Codo activo

Como se puede ver en la figura 10, el codo activo funciona por un mecanismo de palanca simple. Por la forma en la que están ubicadas las venas, cuando la persona tire del tensor, lo primero que sucederá siempre será que el codo se flexione. En la figura 11 se ve el rango de movilidad establecido. Se evita la hiperextensión, para garantizar siempre la palanca, por lo que la posición en extensión es de 20° respecto a la línea media del cuerpo. Por otro lado, la posición máxima de flexión es de 45° con respecto a la línea media en la parte superior, para permitir al usuario la alimentación. Para disminuir la cantidad de piezas y hacer el diseño lo más sencillo posible, la articulación del codo se modeló únicamente con un eje, como se observa en la figura 12. Este eje gira libremente entre el orificio del brazo y se ancla al orificio del antebrazo para que este rote con el eje.



Figure 11: Máxima flexión del codo: 45°

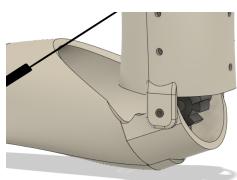


Figure 12: Articulación de codo

10.1.3. Sistema de bloqueo

El eje tiene incorporado un piñón, este hace parte del sistema de bloqueo, que se ilustra en la figura 13.

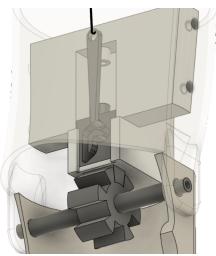


Figure 13: Sistema de bloqueo

Consta, principalmente, de cuatro partes: el piñón, el seguro, la manivela y la caja con el resorte. Su funcionamiento es así: al tirar del tensor que se encuentra en la parte superior (el mismo ilustrado de color rojo en la figura 9), la manivela hace el recorrido de modo que el resorte (que está ubicado en la caja, debajo de la manivela) se comprime y el seguro se sube. Ahí es cuando el sistema está desbloqueado, como lo muestra la figura 14.

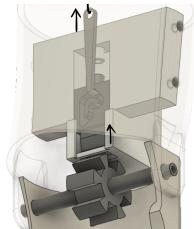


Figure 14: Sistema desbloqueado

Si se tira nuevamente del tensor, la manivela hace el recorrido en otro sentido, el resorte se relaja y el seguro se baja. En la figura 15 se ve el sistema en modo de bloqueo. Cuando el sistema está bloqueado, el codo se fija en la posición en la que esté, pues el eje/piñón ya no rota más.

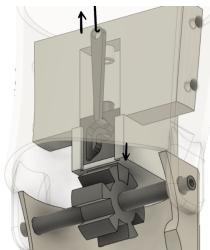


Figure 15: Sistema bloqueado

10.1.4. Agarre

Cuando el codo se encuentra bloqueado en una posición, la fuerza del tensor de control de movimiento (color azul en la figura 9) se transmite directamente a las falanges. Los 5 tensores se halan y todos los dedos se flexionan, creando un agarre sencillo tipo pinza.

10.2. Diseño de pruebas de validación

10.2.1. Modelación de Fuerzas

La modelación de fuerzas es una etapa crucial en el diseño de prótesis, ya que nos permite comprender cómo se distribuyen y

actúan las fuerzas en la estructura y las articulaciones. En la biomecánica básica, se utilizan principios físicos para analizar y predecir las fuerzas que actúan sobre la prótesis durante el movimiento y la interacción con el entorno.

En este contexto, se consideran aspectos como la carga de peso, la tensión muscular y las fuerzas de contacto. Por ejemplo, al analizar una prótesis transhumeral, es importante tener en cuenta la fuerza ejercida durante el agarre de objetos o la extensión del codo.

La modelación de fuerzas en base a la biomecánica básica proporciona una base científica para el diseño de prótesis, permitiendo la identificación y solución de posibles problemas o limitaciones. Además, esta información es valiosa para mejorar la eficiencia y funcionalidad de las prótesis, maximizando el rendimiento y la adaptación del usuario. Al combinar el conocimiento biomecánico con las capacidades de la impresión 3D, se abre un amplio abanico de posibilidades para el desarrollo de prótesis personalizadas y de bajo costo.

10.2.2. Análisis de Movimiento

En este proyecto se realizó también un análisis de movimiento de la articulación del hombro con la finalidad de determinar los requerimientos de diseño para la segunda parte del prototipo: el diseño de socket y arnés. La finalidad del análisis es definir cuáles de los movimientos realizable por el hombro tienen suficiente desplazamiento para poder accionar la prótesis sin descuidar también la comodidad de dicho movimiento.

Dentro de los movimientos realizable por el hombro se seleccionan aquellos que se considera tienen potencial como puntos de acción para los tensores de la prótesis:

- Abducción
- Elevación por Flexión
- Elevación de hombro en un solo eje
- Protracción Escapular
- Retracción Escapular

Estos fueron medidos de manera manual para obtener información sobre desplazamiento de tensores así como grabados y posteriormente analizados con tracker para seleccionar los mejores puntos de apoyo. Debido a que tracker permite únicamente análisis bidimensional, para todos los movimientos se midió el desplazamiento en la dimensión Z de manera manual.

Para el análisis de Abducción se tomó como punto de referencia el punto medio del bicep, la abducción procura no mover la escápula, y moviliza el hombro hacia el centro del pecho. La distancia máxima obtenida desde el inicio del movimiento fue de aproximadamente 17,4cm con un desplazamiento horizontal de 10 cm y vertical de aproximadamente 3 cm, tomando como origen la región central del flanco costal derecho. Notamos que hay un buen rango de movimiento, pero sin embargo se considera que el movimiento hacia el pecho puede no ser cómodo



Figure 16: Movimiento de Abducción

para el usuario al momento de querer sostener cosas debido a que la prótesis se desplazaría en los tres ejes de movimiento.

En el caso de la elevación por flexión tenemos un movimiento principalmente bidimensional, en donde el bicep realiza un movimiento de arco. Dependiendo de la distancia frente al punto de rotación en el hombro hay claramente mayor arco, en una ubicación central en el bicep frente a la región lateral derecha de la cintura se puede obtener un radio de 30 cm cuando se eleva el hombro a un ángulo cercano a 90°, posición que se considera dentro del rango de utilización de la prótesis. Se considera que este tipo de movimiento provee un buen rango de implementación en la prótesis, utilizando un punto de fijación en el torso.

Con el movimiento de elevación de hombros tenemos un movimiento más simplificado, el hombro se eleva hacia las orejas principalmente en un solo eje, por lo que se considera que este movimiento provee una opción conveniente para la ubicación de tensores. Esto debido a que el movimiento de elevación es independiente de otros desplazamientos del cuerpo, lo que permitiría dar mayor independencia a la prótesis. El rango de movimiento por elevación es de aproximadamente 16 cm

Frente al movimiento escapular obtenemos también un gran rango de desplazamiento, la protracción, en donde los hombros se cierran hacia el pecho, alejando las escápulas de la columna, generan un desplazamiento principalmente en el plano z. A modo similar, la retracción escapular, en donde el movimiento es contrario, también genera un desplazamiento principal en el plano z, pues los hombros se cierran hacia la columna, abriendo el pecho. Ambos movimientos tienen muy poco desplazamiento en el eje y, lo que lleva a proponer que estos dos movimientos puedan usarse para accionar la prótesis en conjunto con el movimiento de elevación de hombros, pues no habría casi interferencia entre ellos y podrían asignarse funciones independientes. Se obtuvo un rango de movimiento del hombro de aproximadamente 15,7cm en protracción escapular y de 17,6 cm en retracción escapular.

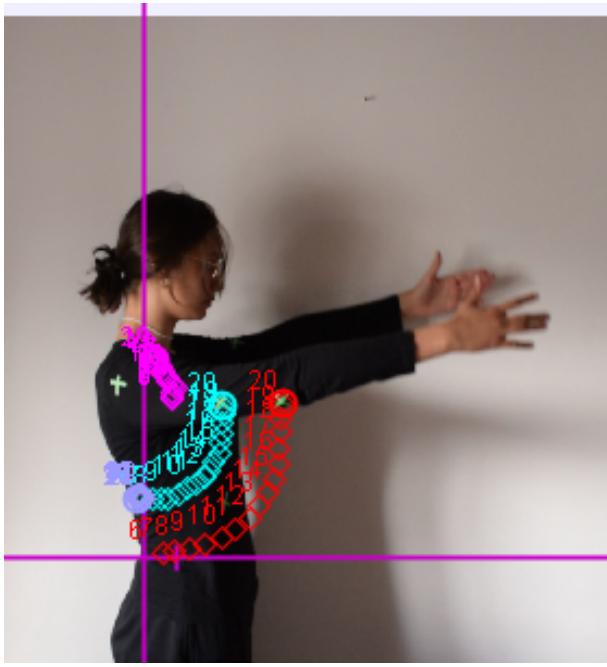


Figure 17: Movimiento de elevación por flexión

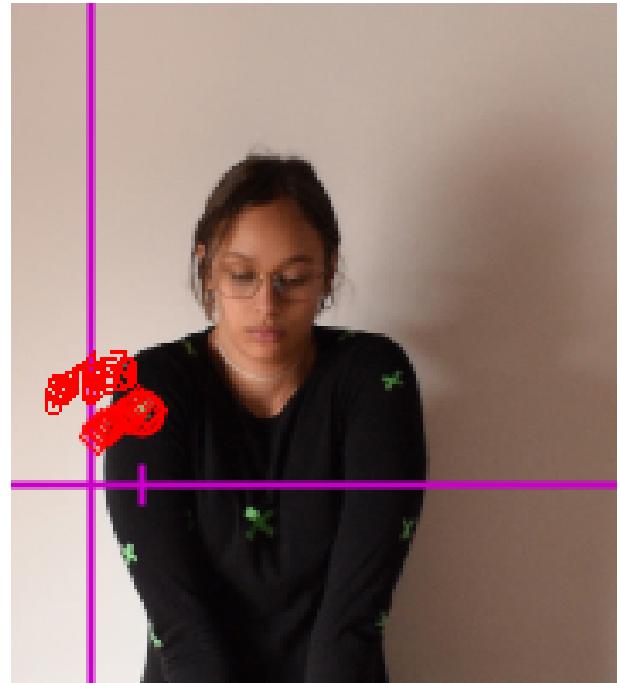


Figure 19: Movimiento de Protracción Escapular

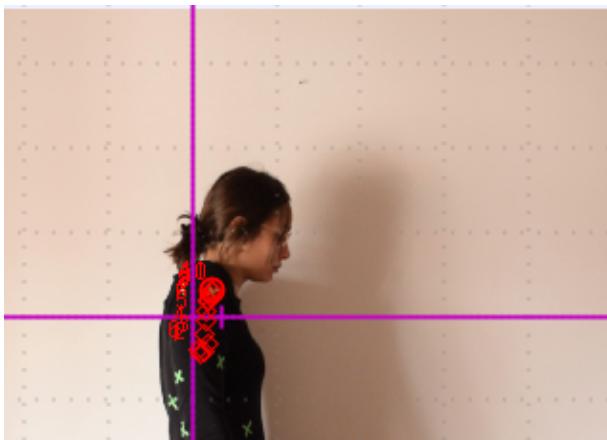


Figure 18: Movimiento de Elevación de hombros



Figure 20: Movimiento de Retracción Escapular

10.2.3. Iteración de Prototipos

Buscamos utilizar nuestras habilidades para crear prototipos funcionales con el objetivo de probar ideas mediante maquetas de bajo costo. Sin embargo, somos conscientes de que desarrollar un mecanismo funcional a partir de una lluvia de ideas requiere un proceso de iteración y retroalimentación en cada maqueta elaborada, hasta lograr un prototipo verdaderamente funcional.

Por ejemplo, en la Figura 7 se pueden observar las primeras piezas impresas en 3D utilizadas para probar el funcionamiento del mecanismo de bloqueo. Aunque una parte de una pieza no quedó completamente rellena de material y presentó una falla estructural durante el lijado, esto ocasionó que nuestro mecanismo no fuera funcional. Sin embargo, al tenerlo físicamente en nuestras manos, pudimos evaluar su tamaño real y resistencia, y tras un análisis detallado, estamos preparados para realizar una

nueva iteración de este mecanismo. Existe un amplio margen de mejora en el diseño, y nos esforzaremos por asegurar que el segundo prototipo sea 100% funcional y, además, una réplica exacta del mecanismo final.

11. Análisis y estimación de costos

Este proyecto se llevó a cabo por cuatro estudiantes de la Pontificia Universidad Javeriana, con el objetivo de colaborar con una fundación. Nuestro enfoque fue desarrollar un prototipo transhumeral de una prótesis utilizando tecnología de impresión 3D. La fundación ya contaba con una prótesis transradial funcional, por lo que utilizamos su mano en nuestro prototipo. Nuestro equipo estaba conformado por tres bioingenieros y un ingeniero mecánico.

El prototipo desarrollado consistió en un codo activo con un mecanismo de bloqueo, un brazo y un antebrazo el cual se encontraba conectado a la mano existente. Para lograr el movimiento de la prótesis, se implementaron tensores ubicados estratégicamente sobre la próteis y el cuerpo del usuario. Estos tensores permitieron demostrar el accionamiento y control de la prótesis de manera efectiva. Además, se diseñó un arnés para proporcionar soporte y estabilidad a la prótesis, garantizando una correcta sujeción durante su uso.

Para la fabricación del prototipo, empleamos la técnica de impresión 3D, aprovechando los recursos de los laboratorios de la universidad. Utilizamos exclusivamente PLA como material de impresión, y adquirimos resortes y tornillos para crear un mecanismo interno y asegurar las diferentes partes de la prótesis. Además utilizamos correas de materiales sintéticos para el arnés. A pesar de los desafíos, logramos completar el proyecto desde cero en tan solo 15 días hábiles.

A continuación se presenta una tabla con los costos, tiempo y energía estimadas que se utilizaron para la producción de nuestro prototipo. Para los costos se utilizó el valor de energía promedio de 280 COP/kWh. El material en todos los casos fue PLA y su precio fue de 80.000 COP/kg

Table 1: Costos y Tiempos estimados para la fabricación del prototípo

Pieza	Tiempo Impresión (horas)	Material (g)	Energía (Pesos)	Costo (Pesos)
Antebrazo	40	300	11.200	35.200
Brazo	30	200	8.400	24.400
Eje con piñón	4	50	1.120	5.120
Soporte mecanismo bloqueo	5	100	1.400	9.400
Pasador	3	30	840	3.240
Manivela	2	10	560	1.360
Total	84	690	23.520	78.760

En conclusión se necesitan mínimo de 84 horas de impresión continua y sin errores, sin embargo a nosotros la maquina se nos detuvo 2 veces durante el proyecto haciendo perder tiempo incalculable. Por otro lado, se requieren de 700 gramos de material como mínimo para poder producir nuestro prototípo. Esto tuvo un costo aproximado de 78.760 pesos colombianos que depende de factores como el precio de la energía, el precio del material y la velocidad de impresión de la máquina utilizada.

12. Comentarios a futuro

En general, la experiencia de Proyecto de Servicio con la fundación FunSinapsis fue positiva. Fue académicamente enriquecedor poder aplicar los conocimientos adquiridos en la universidad en un ámbito práctico y real, teniendo la oportunidad de poner a prueba los límites de los conceptos aprendidos, y teniendo que utilizar astucia y creatividad para resolver problemas reales. Hubo tramos en los cuales hubo dificultades para progresar, y tuvimos que usar nuestros limitados recursos para mantenernos centrados en los objetivos planteados, y entregar todo lo propuesto. También fue una excelente oportunidad poder observar conceptos teóricos aplicados en un ámbito real, poder visualizar físicamente mucho que se ha aprendido en el salón o laboratorio. Adicionalmente, fue una experiencia que dio paso a gran reflexión e introspección. El ámbito de servicio, junto con la fundación elegida, permitió observar una faceta de la comunidad y nuestra sociedad a la que no estamos acostumbrados experimentar. No solo fue un recordatorio de las diferencias físicas, sociales y económicas a las que se enfrentan muchos, sino también fue increíble descubrir como instituciones como esta les dan las herramientas a estas personas afectadas para seguir adelante. Fue inspirador poder experimentar como nuestros aprendizajes tienen tanto que dar no solo a nosotros mismos, sino como se pueden utilizar para ayudar y mejorar la calidad de vida de muchos otros. Fue impresionante ver la variedad de distintas afectaciones que tenían los pacientes de FunSinapsis, y aún más increíble ver las múltiples formas como se les ayudaba, usando soluciones creativas para aproximarse a problemas complejos. En conclusión, esta experiencia fue una valiosa oportunidad de práctica en el campo, y una invaluable ventana hacia el mundo del servicio, del apoyo a la comunidad, y de lo que es ser humano con todos los miembros de nuestra sociedad. A futuro, será importante utilizar las dificultades de recursos encontradas en este piloto para refinar la experiencia para grupos futuros, de tal manera que próximos proyectos y acercamientos a esta fundación puedan enfocarse más en exploración y diseño, sin necesidad de tanto esfuerzo aplicado a complejidades logísticas. Se puede utilizar lo obtenido en este primer proyecto para construir hacia prototipos y soluciones más avanzadas en próximos semestres.

PARA LA UNIVERSIDAD Primero que todo, nos sentimos todos muy agradecidos con FunSinapsis Colombia por abrirnos las puertas de su casa y permitirnos realizar esta práctica social universitaria de su mano. Fue una experiencia enormemente enriquecedora, de la cual aprendimos mucho tanto a nivel académico como a nivel laboral y relacional. Al haber sido esta una prueba piloto, hubo cosas que no se tuvieron en cuenta al momento de plantear la práctica y que pudieron resultar contraproducentes para todas las partes involucradas. Por un lado está el tiempo en la fundación. Nuestra práctica social consistía en la realización de un prototípo de prótesis transhumeral, objetivo que requirió todo nuestro tiempo y nuestra atención. Sin embargo, también se nos exigía un mínimo de horas en la fundación para cumplir con la asignatura. El resultado es que debíamos pasar mucho tiempo trabajando en la fundación; no realizando actividades con las personas, ni interactuando con

los beneficiados de ella, sino trabajando en el proyecto con el que nos habíamos comprometido. Este rol de practicantes, pero de practicantes no involucrados directamente con las personas que están presentes en la fundación puede resultar incómodo para ambas partes, pues nuestro rol como practicantes de Bioingeniería o de Ingeniería Mecánica no queda claro. Por otro lado, al ser una fundación que se compromete con sus usuarios a mejorar su calidad de vida, nosotros no pudimos tener acceso a personas con amputaciones de miembros superiores. Al ser un proyecto corto, no podíamos comprometerlos con entregar un prototipo funcional al finalizar el periodo de prácticas, por lo cual hacer la conexión con posibles usuarios era contraproducente para la fundación. Sin embargo, para fines académicos, la falta de contacto con la realidad de las personas para las que se está diseñando dificulta en gran medida el resultado del proceso.

Por parte de la universidad, se encontraron muchas trabas para tener el material necesario para nuestras pruebas de impresión del prototipo. Como estudiantes de Bioingeniería y de Ingeniería Mecánica, nuestros proyectos suelen requerir de material y procesos productivos para poder ser llevados a cabo, pues suelen ser productos tangibles. A pesar de que la Universidad nos hizo entrega de material para la impresión, esto fue 3 días antes de la entrega final, muy sobre el tiempo para realizar las impresiones. Adicionalmente a esto, a pesar de que la Universidad cuenta con máquinas para impresión y realización de prototipos, estas suelen tener una disponibilidad muy limitada, incluso en el periodo intersemestral. Nosotros, al no haber sido conscientes de esto, no realizamos las reservaciones con anticipación, también porque cuando se está iniciando el proceso de diseño es muy difícil prever qué métodos productivos o qué tiempos se va a necesitar. Sería muy provechoso para ocasiones futuras que la Universidad garantice unos horarios para que los practicantes del periodo intersemestral puedan llevar a cabo la realización de sus prototipos, teniendo en cuenta la gran limitación de tiempo que se tiene. Finalmente, una gran ventaja que destacamos de realizar esta práctica social universitaria en un periodo intersemestral es que no tenemos la preocupación normal de las demás asignaturas. Al ser este nuestro único compromiso académico, fue posible dedicarle mucha más atención de lo que se podría en un periodo académico semestral.

13. Referencias

[1] ANÁLISIS CINEMÁTICO Y DISEÑO DE UN MECANISMO DE CUATRO BARRAS PARA FALANGE PROXIMAL DE DEDO ANTROPOMÓRFICO. Ciencia e Ingeniería Neogranadina, Vol. 20-1, pp. 45-59. Bogotá, Junio de 2010. ISSN 0124-8170.

[2] Vargas et al., Diseño de un prototipo Robótico de mano y antebrazo diestro para prótesis. UNIVERSIDAD, CIENCIA y TECNOLOGÍA Vol. 24, N° 96 Enero 2020 (pp. 27-34). ISSN 2542-3401/1316-4821.

[3] The RIC Arm—A Small Anthropomorphic Transhumeral Prosthesis Tommaso Lenzi, Member, IEEE, James Lipsey, and Jonathon W. Sensinger, Senior Member, IEEE,

2660 IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, VOL. 21, NO. 6, DECEMBER 2016.

[4] Controzzi, M; Cipriani, C; Jehenne, B; Donati, M; Carrozza, M C (2010). [IEEE 2010 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 2010) - Buenos Aires (2010.08.31-2010.09.4)] 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Bio-inspired mechanical design of a tendon-driven dexterous prosthetic hand., (499–502). doi:10.1109/emb.2010.5627148

[5] España Aguilar, Juan Pablo Diseño y construcción de un prototipo electromecánico de prótesis transhumeral comandado por movimientos del brazo funcional Scientia Et Technica, vol. 21, núm. 2, junio, 2016, pp. 191-198 Universidad Tecnológica de Pereira Pereira, Colombia

[6] DESARROLLO DE DISPOSITIVO DE ASISTENCIA PARA AMPUTACIÓN TRANSHUMERAL MEDIANTE IMPRESIÓN 3D. Sebastián Barbudo González, Práctica profesional ,Tutor PhD Luis Eduardo Rodríguez Cheu. UNIVERSIDAD DEL ROSARIO ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA BOGOTÁ D.C 2021

[7] Randall D. Alley; T.Walley Williams; Matthew J. Albuquerque; David E. Altobelli. Prosthetic sockets stabilized by alternating areas of tissue compression and release Volume 48, Number 6, 2011 Pages 679–696 Journal of Rehabilitation Research Development

[8] Gu, Yikun; Yang, Dapeng; Osborn, Luke; Candrea, Daniel; Liu, Hong; Thakor, Nitish (2019). An adaptive socket with auto-adjusting air bladders for interfacing transhumeral prosthesis: A pilot study. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 095441191985396-. doi:10.1177/0954411919853960

[9] C. E. Taylor, A. J. Drew, Y. Zhang, Y. Qiu, K. N. Bachus, K. B. Foreman, and H. B. Henninger, "Upper extremity prosthetic selection influences loading of transhumeral osseointegrated systems," in PLoS One, vol. 15, no. 8, pp. e0237179, Aug. 2020.

[10] American Academy of Orthopedic Surgeons. Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. 2nd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopedic Surgeons; 1992, reprinted 2002.

[11] H. Huinink, H. Bouwsema, D.H. Plettenburg, C.K. van der Sluis, and R.M. Bongers, "Learning to use a body-powered prosthesis: changes in functionality and kinematics," in Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 13, no. 1, p. 90, Oct. 2016, doi: 10.1186/s12984-016-0197-7.

[12] "Biodesign at Stanford," Stanford Biodesign. [En línea]. Disponible en: <https://biodesign.stanford.edu/>. [Fecha de acceso: 15 junio 2023].

[13] J. Quinlan, V. Subramanian, J. Yohay, B. Poziembo, and S. Fatone, "Using mechanical testing to assess texturing of prosthetic sockets to improve suspension in the transverse plane and reduce rotation," in PLoS One, vol. 15, no. 6, e0233148, Jun. 2020. doi: 10.1371/journal.pone.0233148. [Erratum in: PLoS One, vol. 17, no. 6, e0269580, Jun. 2022]. PMID: 32525868; PMCID: PMC7289418.

[14] American Academy of Orthopedic Surgeons. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 2nd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopedic Surgeons; 1992, reprinted 2002.

Appendix A. Anexo 1: Asistencia a la fundación o a la universidad

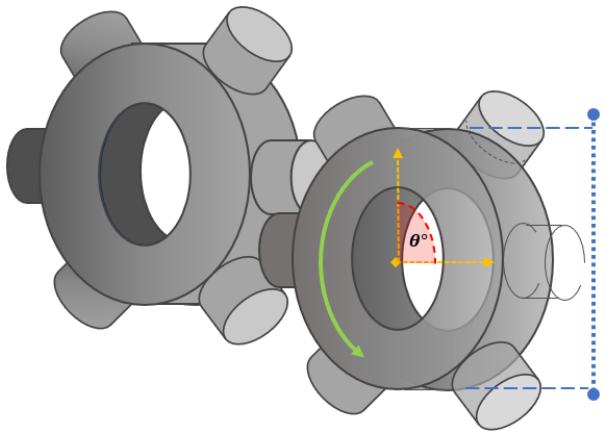
Fecha	Estudiante	En la fundación			En la universidad		
		Hora entrada	Hora salida	Tiempo	Hora entrada	Hora salida	Tiempo
14 junio 2023	William Gómez	8:00	12:00	4:00			
	Esteban Piñeros	9:00	12:00	3:00			
	Paula Ugueto	8:30	12:00	3:30			
	Laura Echeverri G	8:00	12:00	4:00			
14 junio 2023	William Gómez	8:56	12:10	3:14			
	Esteban Piñeros	8:56	12:10	3:14			
	Paula Ugueto	8:50	12:10	3:20			
	Laura Echeverri G	8:45	12:10	3:25			
15 junio 2023	William Gómez	9:30	11:30	2:00	2:00	4:00	2:00
	Esteban Piñeros				2:00	4:00	2:00
	Paula Ugueto				2:00	4:00	2:00
	Laura Echeverri G				2:00	3:20	1:20
16 junio 2023	William Gómez	9:15	12:05	2:50			
	Esteban Piñeros	8:30	12:05	3:35			
	Paula Ugueto	8:40	12:05	3:25			
	Laura Echeverri G	8:50	12:05	3:15			
20 junio 2023	William Gómez	8:45	12:05	3:20			
	Esteban Piñeros	8:45	12:05	3:20			
	Paula Ugueto	8:45	12:05	3:20			
	Laura Echeverri G	9:05	12:05	3:00			
21 junio	William Gómez	8:45	11:50	3:05			
	Esteban Piñeros	8:45	12:00	3:15			

2023	Paula Ugueto	9:05	12:10	3:05			
	Laura Echeverri G	9:05	12:10	3:05			
22 junio 2023	William Gómez				1:00	4:30	3:30
	Esteban Piñeros				1:00	4:00	3:00
	Paula Ugueto				2:30	4:30	2:00
	Laura Echeverri G				1:00	4:30	3:30
23 junio 2023	William Gómez	9:00	11:15	2:15			
	Esteban Piñeros	9:00	12:00	3:00			
	Paula Ugueto	9:00	12:15	3:15			
	Laura Echeverri G	10:00	12:15	2:15			
26 junio 2023	William Gómez	9:00	12:00	3:00			
	Esteban Piñeros	9:00	12:00	3:00			
	Paula Ugueto	9:00	12:00	3:00			
	Laura Echeverri G	9:00	11:30	2:30			
27 junio 2023	William Gómez	9:20	12:20	3:00			
	Esteban Piñeros	9:10	12:00	2:50			
	Paula Ugueto	9:10	12:30	3:20			
	Laura Echeverri G	9:05	12:30	3:25			
28 junio 2023	William Gómez	9:10	12:00	2:50	2:30	5:00	2:30
	Esteban Piñeros	9:10	12:00	2:50			
	Paula Ugueto	8:45	12:00	3:15			
	Laura Echeverri G	9:05	12:00	2:55			
29 junio	William Gómez	9:10	12:00	2:50			
	Esteban Piñeros	9:15	12:25	3:10			

2023	Paula Ugueto	9:15	12:00	2:45			
	Laura Echeverri G	9:15	12:00	2:45			
30 junio 2023	William Gómez				7:00	13:00	6:00
	Esteban Piñeros				7:00	13:00	6:00
	Paula Ugueto				7:00	13:00	6:00
	Laura Echeverri G				7:00	13:00	6:00
4 julio 2023	William Gómez				7:00	12:00	5:00
	Esteban Piñeros	9:15	12:45	3:30			
	Paula Ugueto	9:40	12:45	3:05			
	Laura Echeverri G				7:00	12:00	5:00
5 julio 2023	William Gómez	9:30	11:30	2:00			
	Esteban Piñeros	9:21	12:37	3:16			
	Paula Ugueto	9:05	12:07	3:02			
	Laura Echeverri G	9:05	11:30	2:25	12:10	14:10	2:00
6 julio 2023	William Gómez				11:30	18:00	6:30
	Esteban Piñeros				9:40	13:00	3:20
	Paula Ugueto				9:50	18:00	8:10
	Laura Echeverri G				7:30	18:00	10:30

Total horas	Paula	56 h 32 mins
	Esteban	52 h 20 mins
	William	59 h 54 mins
	Laura	61 h 20 mins

Appendix B. Anexo 2: Estudio Ingeniero Teorico



ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL

ABSTRACTO

Documento detallando el proceso de análisis de fuerzas y dimensiones del prototipo de prótesis transhumeral con sistema de bloqueo, y movimiento de codo y agarre.

Proyecto Social – 2-2023 – Trabajo Conjunto con Fundación FunSinapsis

Análisis de Diseño Mecánico:

Para determinar el mejor diseño de mecanismo de movimiento del prototipo, fue necesario el estudio de fuerzas para analizar la cantidad de esfuerzo que requeriría el usuario para operar efectivamente la prótesis diseñada. Se hicieron múltiples estudios mecánicos, analizando la distribución de fuerzas en múltiples estados de posición.

Primero, se analizó la prótesis en flexión de 90° relativo al cuerpo. Se hicieron suposiciones de masa cargada y peso del aparato en sí, para observar como el posicionamiento de los puntos de conexión del tensor afectaban la fuerza requerida del usuario. Un primer estudio se hizo de la siguiente manera:

Primero, se establecieron parámetros de distancia y peso:

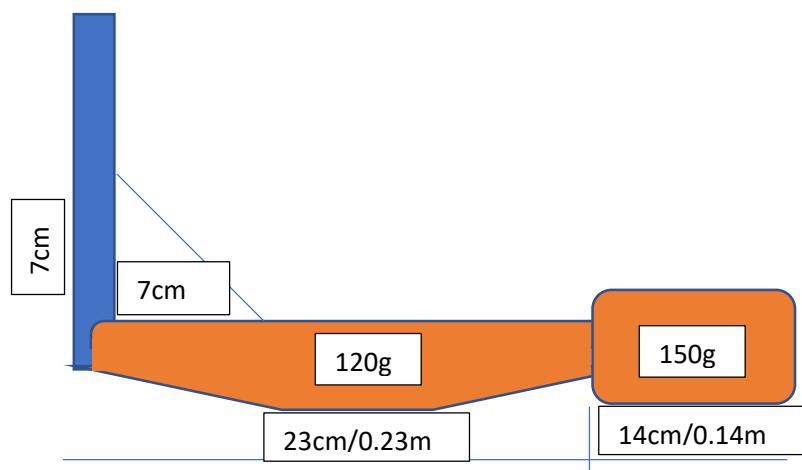
Caso 1: Brazo a 90°

Datos asumidos:

Peso total: 270g/0.27kg

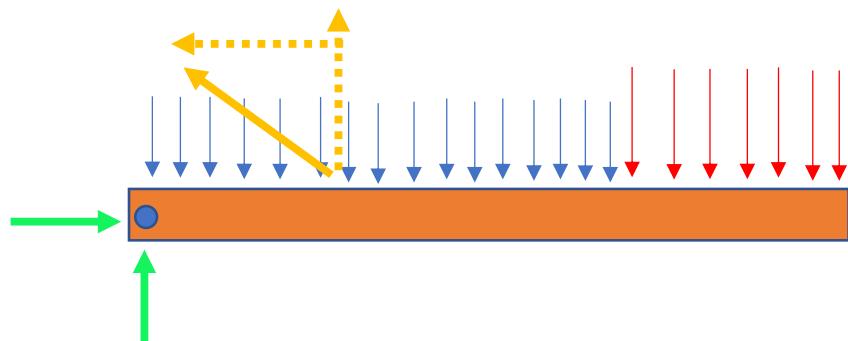
Concentración de peso: Doble en mano

Distancia de puntos de anclaje: 7cm

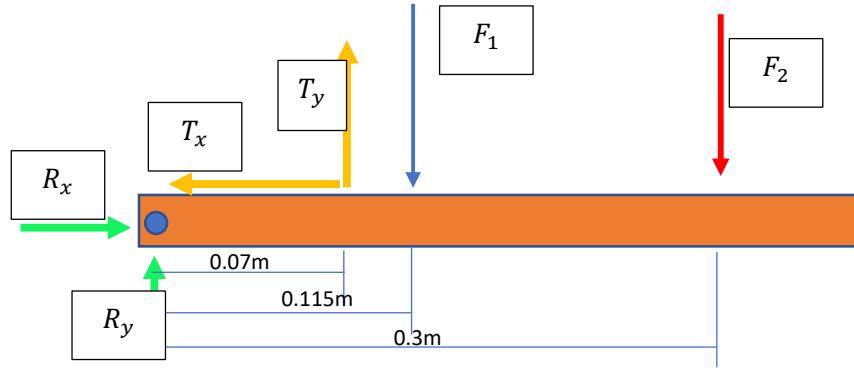


$$\text{Angulo de cable} = 45^\circ$$

Diagrama de fuerzas:



Simplificación de Fuerzas:



Habiendo generado este análisis de fuerzas, los siguientes cálculos permiten determinar las tensiones en el tensor de codo:

$$R_y + T_y = F_1 + F_2$$

$$R_x = T_x$$

$$T_y(0.07m) = F_1(0.115m) + F_2(0.3m)$$

$$T_y = \frac{F_1(0.115m) + F_2(0.3m)}{0.07m}$$

$$T_y^2 + T_x^2 = T_T^2$$

$$T_y = T_x$$

$$F_1 = \left(0.12kg * 9.81 \frac{m}{s^2} \right) = 1.178N$$

$$F_2 = \left(0.15kg * 9.81 \frac{m}{s^2} \right) = 1.471N$$

$$T_y = \frac{(1.178N)(0.115m) + (1.471)(0.3m)}{0.07m}$$

$$T_y = \mathbf{8.240N}$$

$$T_T^2 = 2T_y^2$$

$$\sqrt{2}T_y = T_T$$

$$T_T = \mathbf{11.653N}$$

$$R_x = 8.240N$$

$$R_y = 5.591N$$

$$R_T = \sqrt{8.240N^2 + 5.591N^2} = \mathbf{9.957N}$$

Peso cargado en punta:

Se asume que se pone un peso en la máxima extremidad, IE a los 35cm. Se asume que la persona debe levantar por lo menos 3kg. Asumiendo esto, se agrega el peso y su momento, y se calcula nuevamente el balance:

$$T_y = \frac{F_1(0.115m) + F_2(0.3m) + F_p(0.35)}{0.07m}$$

$$F_p = 3kg * 9.81 \frac{m}{s^2} = 29.43N$$

$$T_y = \frac{(1.178N)(0.115m) + (1.471)(0.3m) + (29.43N)(0.35m)}{0.07m} = \mathbf{155.390N}$$

$$\sqrt{2}T_y = T_T$$

$$T_T = \mathbf{219.75N}$$

$$R_x = \mathbf{155.390N}$$

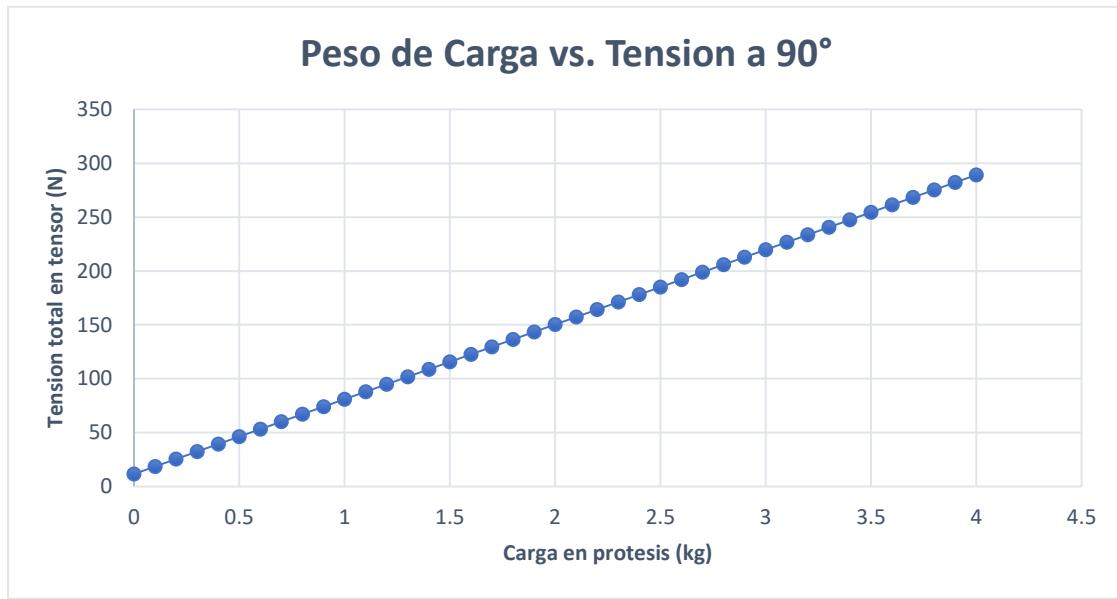
$$R_y = 152.741N$$

$$R_T = \sqrt{155.390N^2 + 152.741N^2} = \mathbf{217.89N}$$

Los cálculos obtenidos anteriormente dan paso a la generación de una ecuación de fuerza de tensión total:

$$T_T = \sqrt{2} \frac{(F_1)(0.115m) + (F_2)(0.3m) + (F_p)(0.35m)}{0.07m}$$

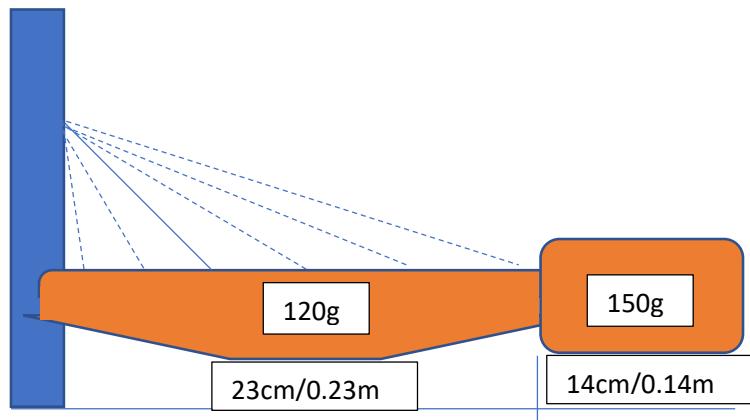
Reconociendo las ecuaciones previas, se utilizó un documento de Excel para generar una gráfica que representara la tensión en el tensor, basada en el peso sostenido a 90°:



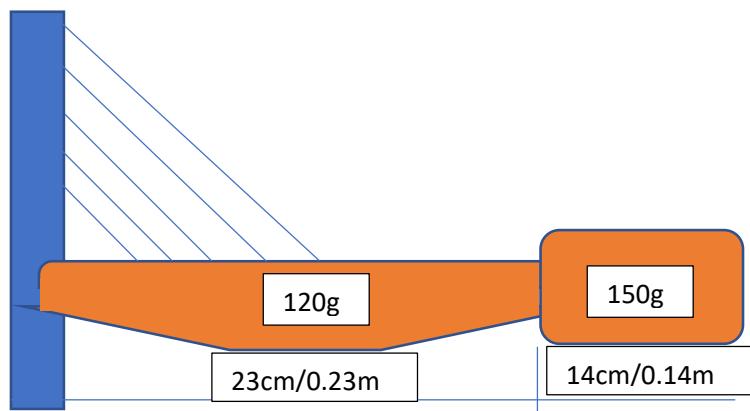
Alteración de cambio de distancia:

Cambio de distancia implica cambio de ángulo. Se requiere un equilibrio rotacional distinto, ya que, el cambio de distancia afecta directamente la cantidad de fuerza que se aplica en cada dirección. Se puede hacer esta alteración basada en dos factores metodológicas distintas: Cambio de distancia de un lado, o cambio de distancia de dos lados.

En el cambio de distancia de un lado, se extiende el punto de conexión del tensor en el brazo inferior. Esto ayuda un poco con el movimiento de palanca, sin afectar la cantidad de tensor expuesto, pero su efectividad se reduce a medida que se alarga más y más el punto de partida, ya que se disminuye la fracción de tensión que funciona verticalmente:



La segunda metodología sería incrementar la distancia del punto de conexión en ambos el brazo superior e inferior. Esto incrementa tremadamente el efecto palanca, pero deja mucho más cable expuesto:



Para un sistema en el que los dos puntos de anclaje no se encuentran equidistantes uno del otro,

Se debe calcular el ángulo de incidencia, para determinar los componentes de fuerza:

$$\tan^{-1} \left(\frac{\text{Brazo Superior}}{\text{Brazo Inferior}} \right) = \theta$$

Para calcular cantidad de fuerza vertical y horizontal, se utilizan las siguientes ecuaciones:

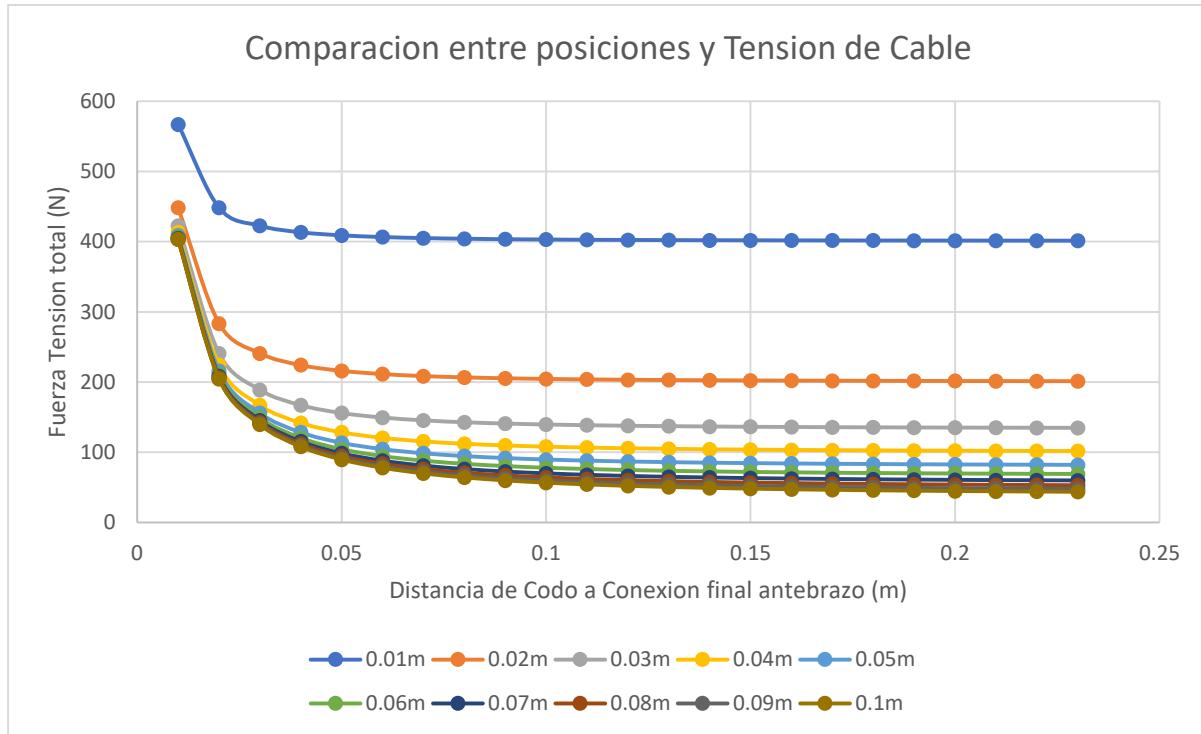
$$F_x^2 + F_y^2 = F_T^2$$

$$F_T = \frac{F_y}{\sin(\theta)}$$

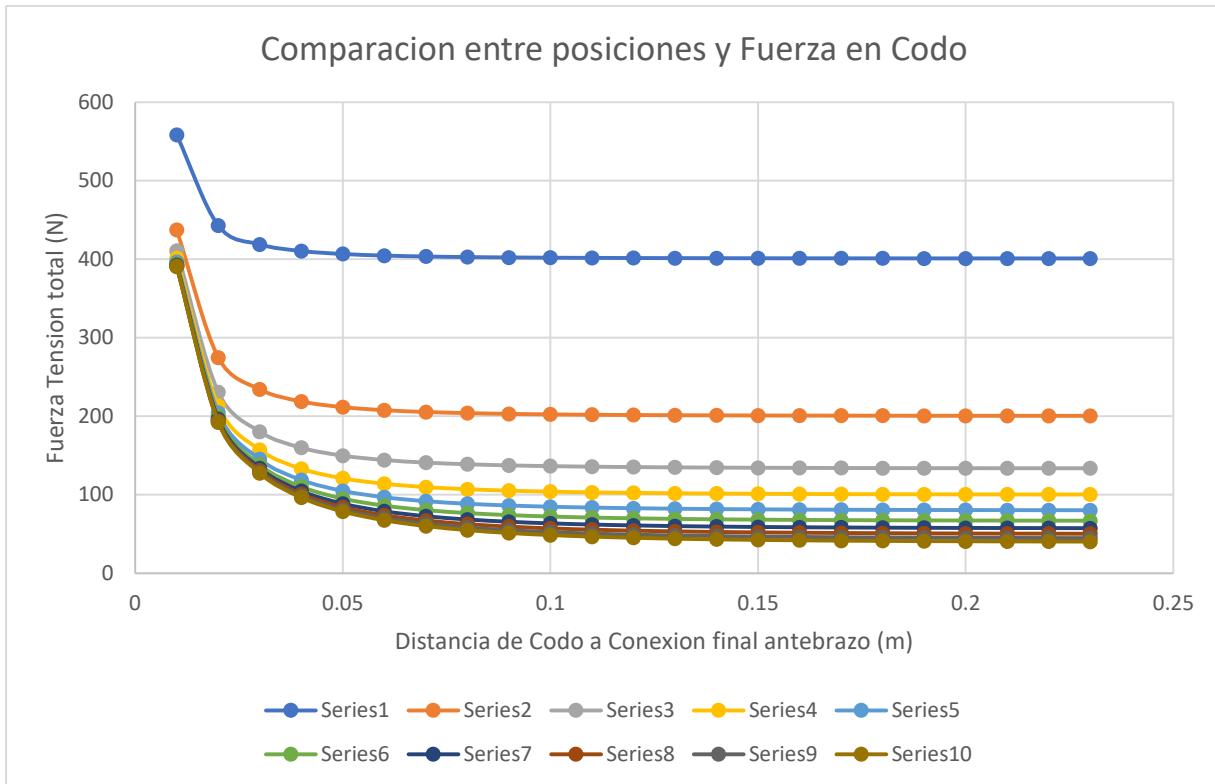
$$F_x = \frac{F_y}{\tan(\theta)}$$

El siguiente estudio que se hizo fue un análisis del efecto de la ubicación de los puntos de anclaje del tensor sobre la tensión de este.

Se observó la alteración del efecto de rotación que tenía cada alteración de las posiciones de anclaje, que resultaban en un ángulo de incidencia distinto. Una vez tabulados los resultados en Excel, se produjo la siguiente tabla de resultados:



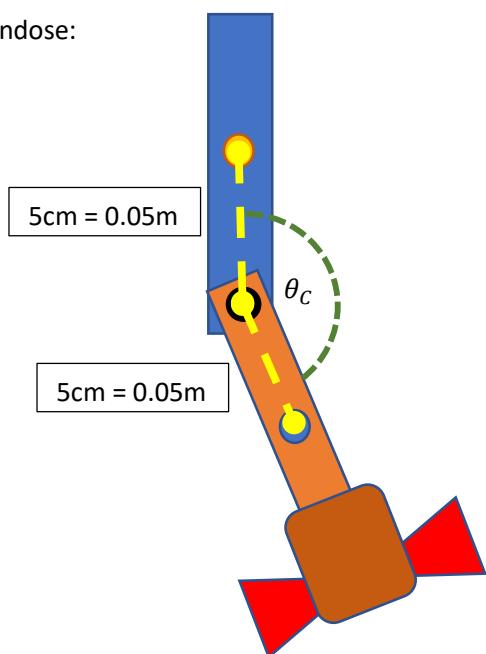
Después, se analizó la comparación entre posiciones y reactiva en el codo:



Esta grafica nuevamente confirmo que la elección de 5cm/5cm de posicionamiento resulta en el mejor resultado eficiente.

El último estudio que se hizo sobre las fuerzas de tensor fue un análisis del cambio de fuerza dependiente del ángulo de rotación del codo. Para este ejercicio, primero fuiere pertinente establecer los datos conocidos para el ejercicio:

Brazo flexionándose:

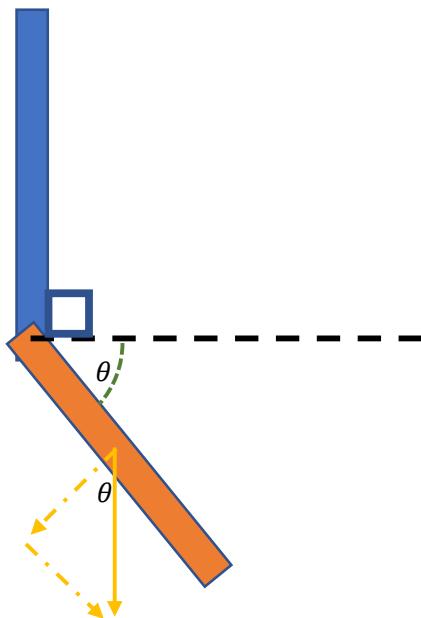


En este análisis de fuerza, se compara la fuerza requerida durante el proceso de flexión. Se comparan los siguientes componentes:

- Efecto de gravedad en fuerza en dirección rotacional basada en ángulo.
- Fuerza de tensión basada en dirección de rotación basada en ángulo.
- Fuerza resultante en el codo.

Se conoce que los puntos de conexión estarán cada uno a 5cm del codo, y el peso con el que se hará esto originalmente será de 1kg, y se utilizan las medidas previamente mencionadas para de peso para calcular momentos. También se calcula el cambio de elongación de cable, para determinar la función de movimiento requerida para la ejecución de movimiento. Se hacen nuevos diagramas de fuerza, para obtener los momentos de rotación basados en el ángulo y peso de los componentes:

CALCULO PARA DIRECCION DE FUERZA GRAVITACIONAL:



Primero, se saca el componente de fuerza rotacional del total gravitacional:

$$\frac{F_r}{F_g} = \cos(\theta)$$

$$F_r = F_g \cos(\theta)$$

Ahora, se obtiene el efecto de rotación:

$$R_x = F_{r1}(L) = F_g \cos(\theta_b)(L)$$

Para usar el Angulo incluyendo el 90:

$$R_x = F_g \cos(\theta_c - 90^\circ)(L)$$

Cálculo de fuerza de cuerda:

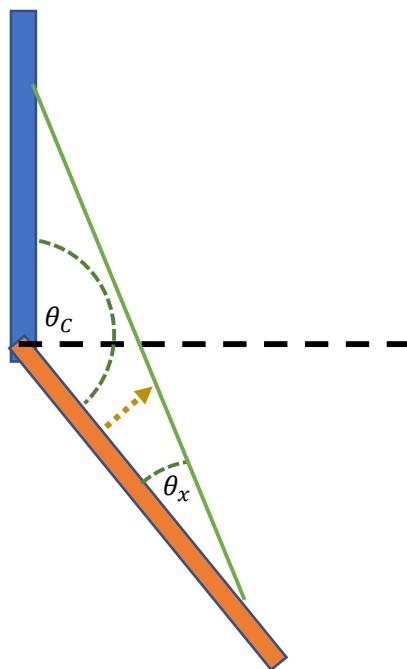
Se tiene el ángulo interno del miembro en una extensión arbitraria.

$$\theta_c + 2\theta_x = 180^\circ$$

$$\frac{180^\circ - \theta_c}{2} = \theta_x$$

Se tiene ahora el ángulo inferior (Muñeca-Codo).

Ahora, se produce un triángulo con ángulo recto a partir de este ángulo, para obtener la fuerza correspondiente:



Se nota: Los componentes que no se están usando para rotación, impactaran directamente el estrés en el codo.

Formula:

$$T_p = T_T \sin(\theta_x)$$

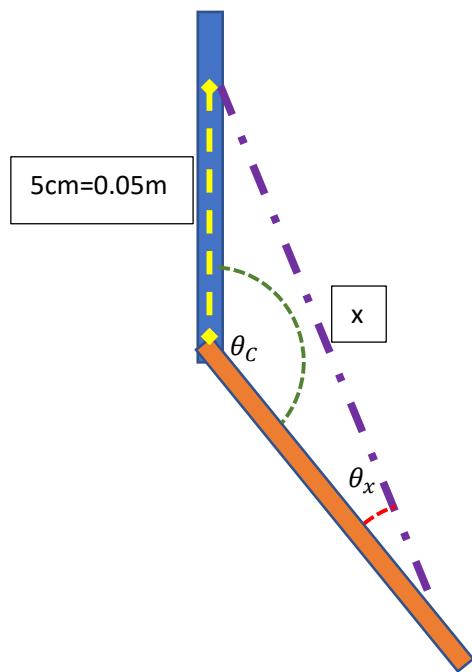
$$T_T = \frac{T_p}{\sin(\theta_x)}$$

$$T_T = \frac{T_p}{\sin\left(\frac{180^\circ - \theta_c}{2}\right)}$$

tensión hacia codo:

$$T_c = \frac{T_p}{\tan\left(\frac{180^\circ - \theta_c}{2}\right)}$$

Cálculo de Largo de cable expuesto, basado en ángulo, sin inclusión de flexión de mano:



$$\frac{x}{\sin(\theta_c)} = \frac{0.05}{\sin(\theta_x)}$$

$$\theta_x = \left(\frac{180^\circ - \theta_c}{2}\right)$$

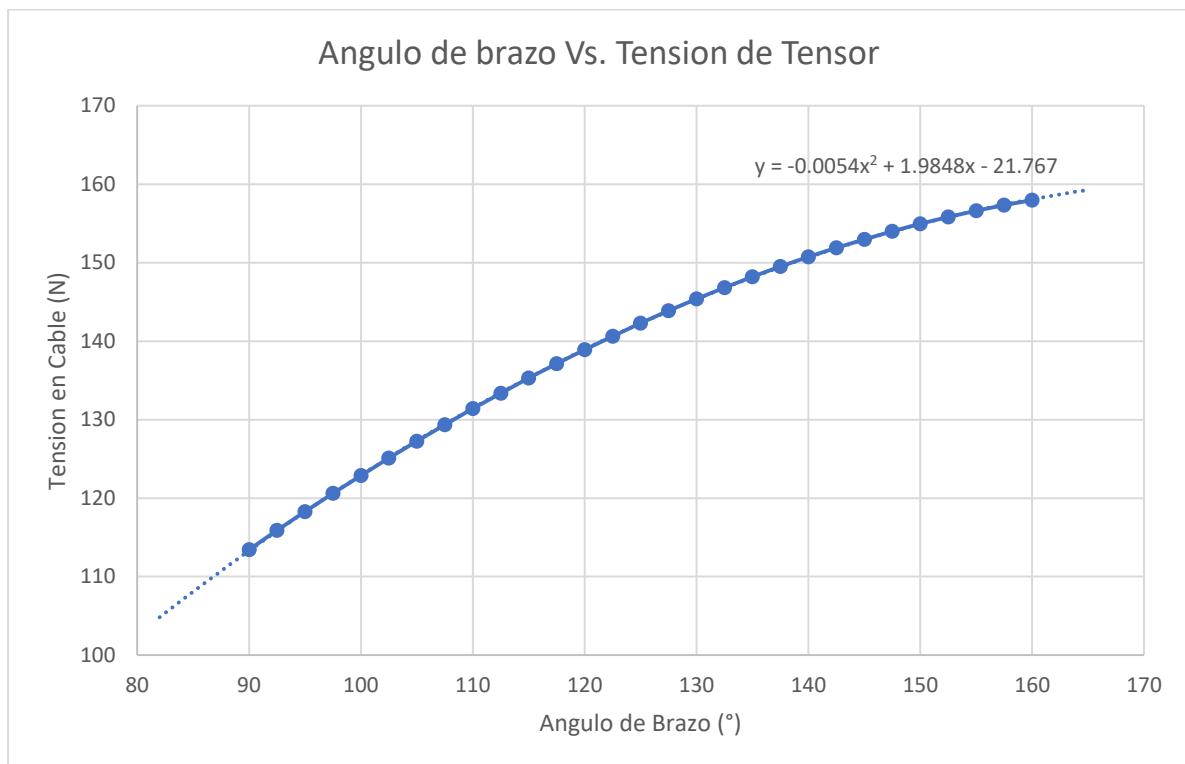
$$\theta_x = 90^\circ - \frac{\theta_c}{2}$$

$$\frac{x}{\sin(\theta_c)} = \frac{0.05}{\sin(90^\circ - \frac{\theta_c}{2})}$$

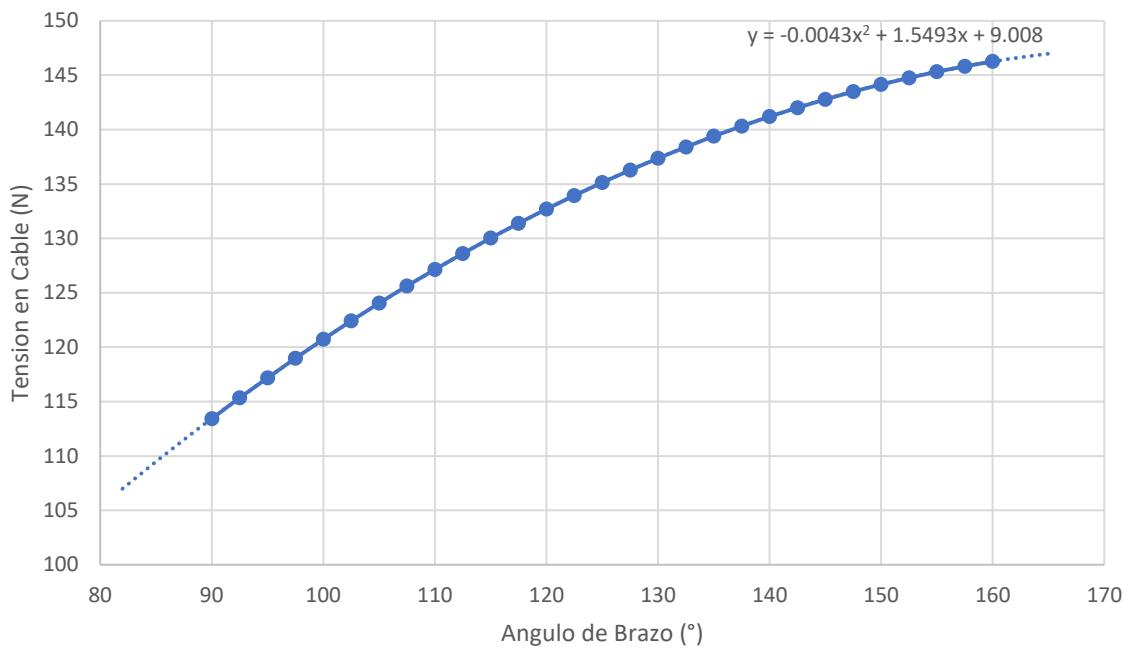
$$x = \frac{0.05}{\sin(90^\circ - \frac{\theta_c}{2})} (\sin(\theta_c))$$

$$L(\theta_c) = \frac{0.05}{\sin(90^\circ - \frac{\theta_c}{2})} (\sin(\theta_c))$$

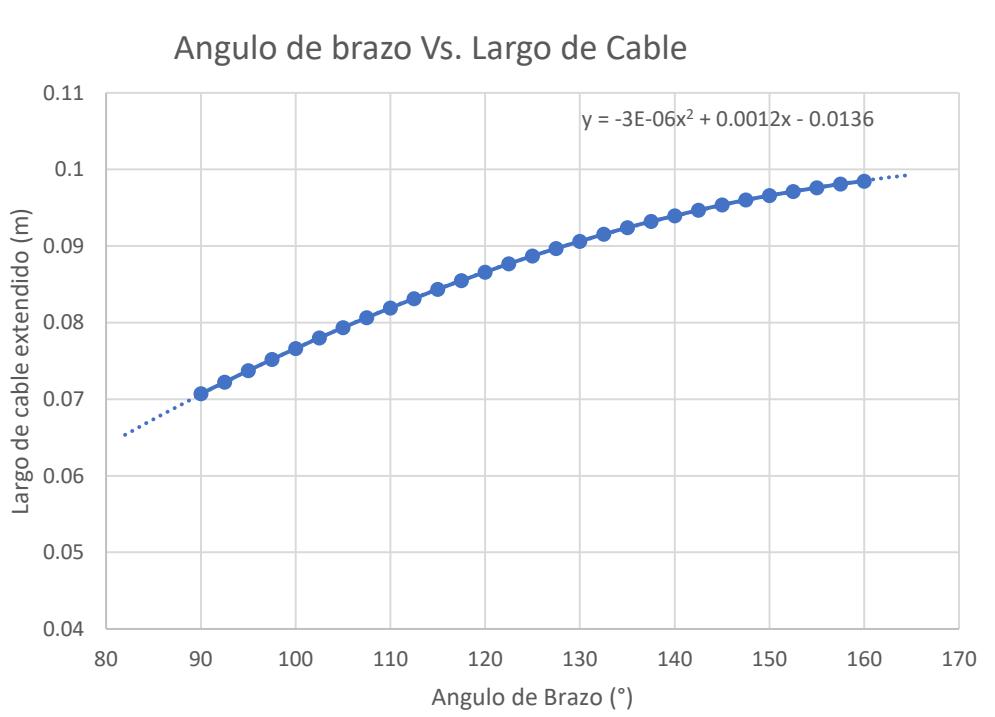
Habiendo determinado los cálculos necesarios, se generan en Excel varias graficas para representar las variables afectadas del sistema basadas en ángulo:



Angulo de brazo Vs. Fuerza en Codo

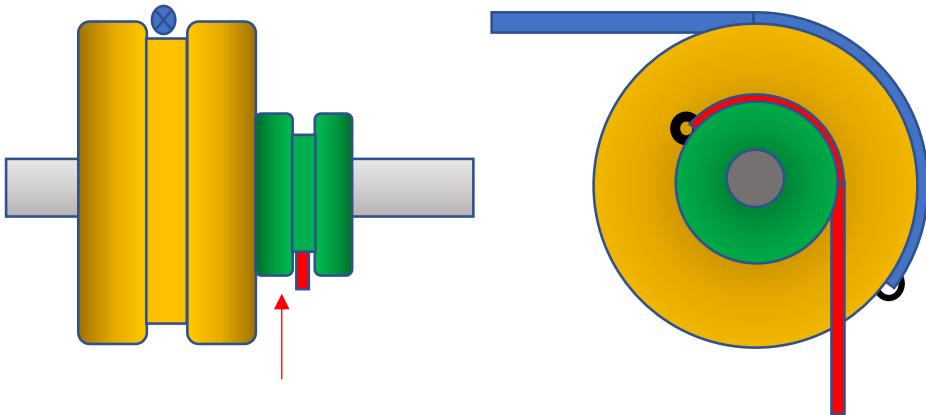


Angulo de brazo Vs. Largo de Cable



Problema de movimiento:

Actualmente, se estima que el cambio de largo de cable será de aproximadamente 2.8cm. Este es un cambio muy pequeño, el cual podría alterar el rango de movimiento del paciente con su prótesis. Por lo tanto, puede que sea necesario implementar un sistema que permita convertir un movimiento más grande del cuerpo en un movimiento del tensor más pequeño. Esto se puede hacer con un sistema como el que se demuestra siguiente:



El cambio de movimiento se da por la diferencia de diámetro del eje pequeño respectivo al grande. La diferencia sería:

$$P_p = (2r_p\pi)$$

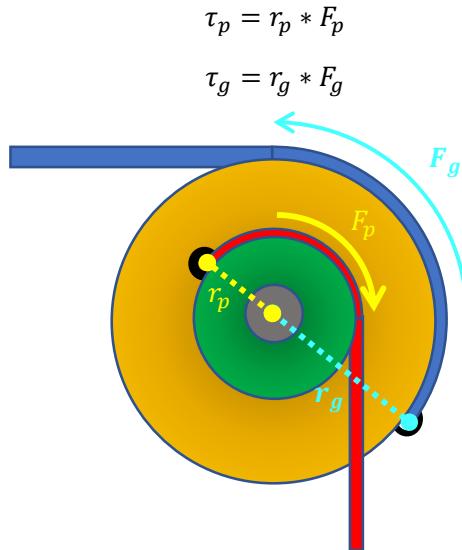
$$P_g = (2r_g\pi)$$

$$\frac{P_g}{P_p} = \frac{(2r_g\pi)}{(2r_p\pi)} = \frac{r_g}{r_p}$$

Este valor nos da el cambio de longitud por movimiento. En esencia, un movimiento de x_g metros en el cable del radio superior, crearía un movimiento $x_p = x_g \left(\frac{r_p}{r_g} \right)$ en el cable de radio inferior. Teniendo esto en cuenta, se puede diseñar un dispositivo con una fracción diferencial entre los radios que mejor se acople a los valores necesarios por la magnitud de movimiento del usuario respectivo al cambio de largo del tensor de codo principal.

Este cambio en radio también causaría un cambio en el torque del sistema, lo cual alteraría la fuerza del sistema. Si el usuario tiene su arnés conectado al disco interno, el torque se reducirá. Por otro lado, si el usuario tiene su arnés conectado al disco externo, y el tensor de codo al disco interno, el torque incrementara, multiplicando la fuerza aplicada a la prótesis.

El cambio de torque también es directamente proporcional a la diferencia de radio de cada disco:



Si el torque es balanceado, entonces la fuerza debe cambiar entre la entrada del radio grande y la salida de radio pequeño:

$$\tau_p = \tau_g$$

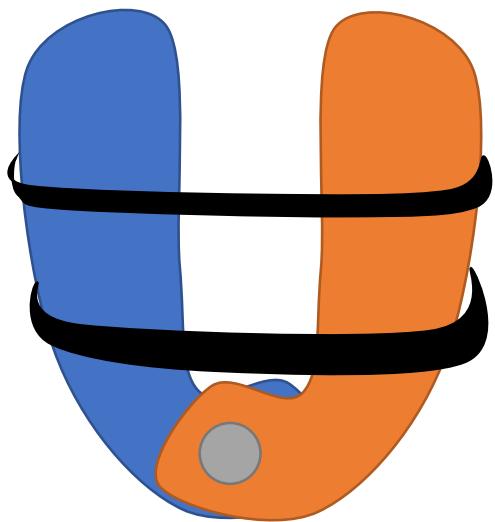
$$r_p * F_p = r_g * F_g$$

$$r_p < r_g \rightarrow \frac{r_g}{r_p} > 1$$

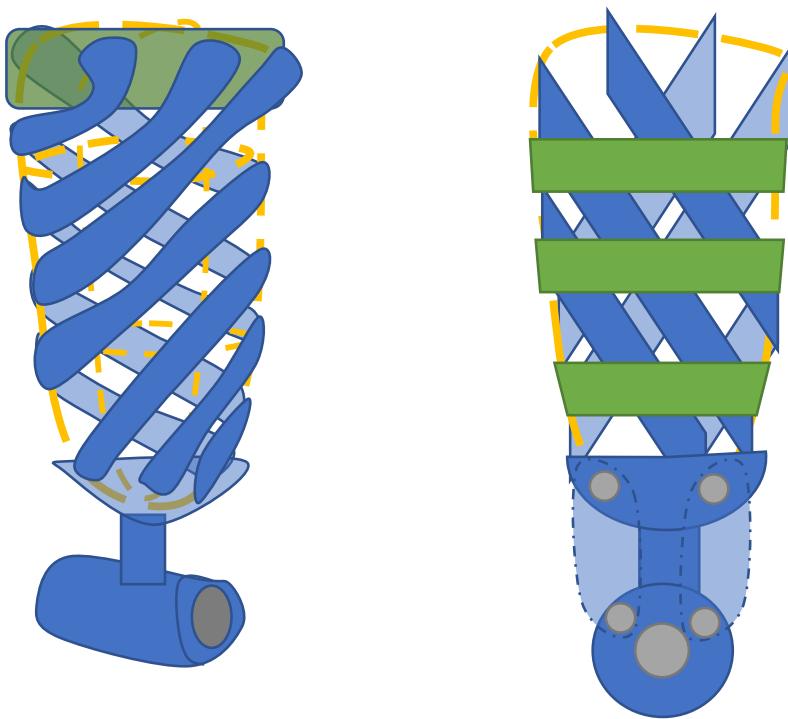
$$F_p = \frac{r_g}{r_p} F_g$$

Diseños de “Socket”:

Diseño 1:



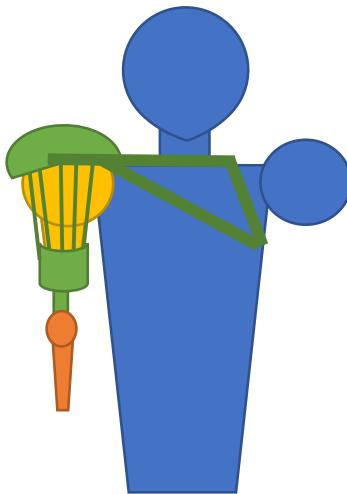
Diseño 2:



Explicacion:

Diseño compuesto de material PLA, el cual se termoforma o imprime en 3D en tiras, las cuales se encuentran entorchadas en helice alrededor del muñon. Estas proveen un bajo nivel de rigidez, por su grosor. Las seccioens verdes indican puntos de agarre de cintas elasticas o cinturones, las que pueden ser apredatas para generar mejor agarre de la protesis. La seccion de debajo de conecta directamente al eje de codo, permitiendo la aplicacion de fuerza.

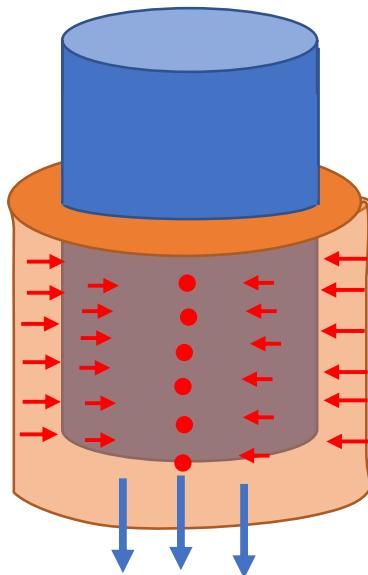
Diseño 3:



Explicación: Diseño basado en agarre por suspensión a arnés. Cuenta con tensores, los cuales levantan el peso del brazo y lo distribuyen al hombro. Para evitar que se zafe, los tensores están conectados directamente al arnés, permitiendo movilidad de hombro sin deslizamiento.

Análisis de fuerza – Agarre de “Socket”:

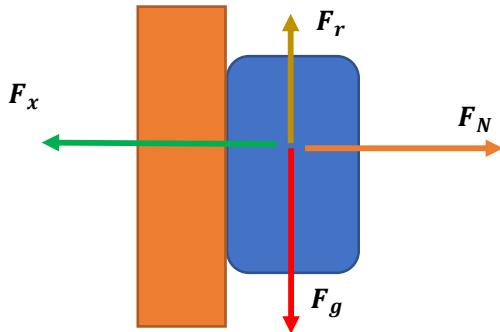
Se debe calcular el sistema bajo el cual el brazo sostendrá el peso de la prótesis. Para poder hacer estos cálculos, se asume una forma estándar, bajo la cual se pueden aproximar las dimensiones de un brazo real, ya que una forma completamente orgánica no tiene simetría usable para estos cálculos. Se asume que el brazo es un cilindro, y que hay una fuerza de presión generada por la conexión de muñón de la prótesis alrededor:



Se conoce que la fuerza de movimiento es igual al peso del sistema total. La fuerza es igual a la masa multiplicada por aceleración gravitacional, por lo que, si se asume que el sistema total tiene 350g de peso, la fuerza hacia abajo será:

$$F_g = 0.350 \text{kg} * 9.81 \text{m/s}^2 = 3.434 \text{N}$$

El diagrama de fuerzas para un objeto presionado verticalmente contra una pared es el siguiente:



En el diagrama superior, la fuerza F_g es la fuerza por gravedad, la fuerza F_x es la fuerza que se aplica para presionar el objeto contra la pared, la fuerza F_N es la fuerza normal generada, y F_r es la fuerza resultante de fricción, que debe ser igual a F_g en magnitud para prevenir deslizamiento.

La fuerza de fricción es equivalente a la fuerza normal, multiplicada por el coeficiente de fricción del material:

$$F_r = \mu_f(F_N)$$

Se reconoce que la presión es igual a Fuerza dividida por Área.

$$P = \frac{F}{A}$$

Se sabe que la fuerza F_x es igual a la fuerza F_N . Estamos intentando calcular la fuerza F_N para poder determinar la presión, por lo que entonces la nueva fórmula de F_r es:

$$F_r = \mu_f(P * A)$$

El área de este sistema será igual al diámetro del muñón, multiplicado por Pi, multiplicado por el largo del muñón:

$$F_r = \mu_f(P * (D\pi h))$$

Para prevenir deslizamiento, la fuerza reactiva debe ser igual a fuerza gravitacional:

$$F_r = F_g$$

$$F_g = \mu_f(P * (D\pi h))$$

Para calcular presión, se usa entonces:

$$P = \frac{F_g}{(D\pi h)\mu_f}$$

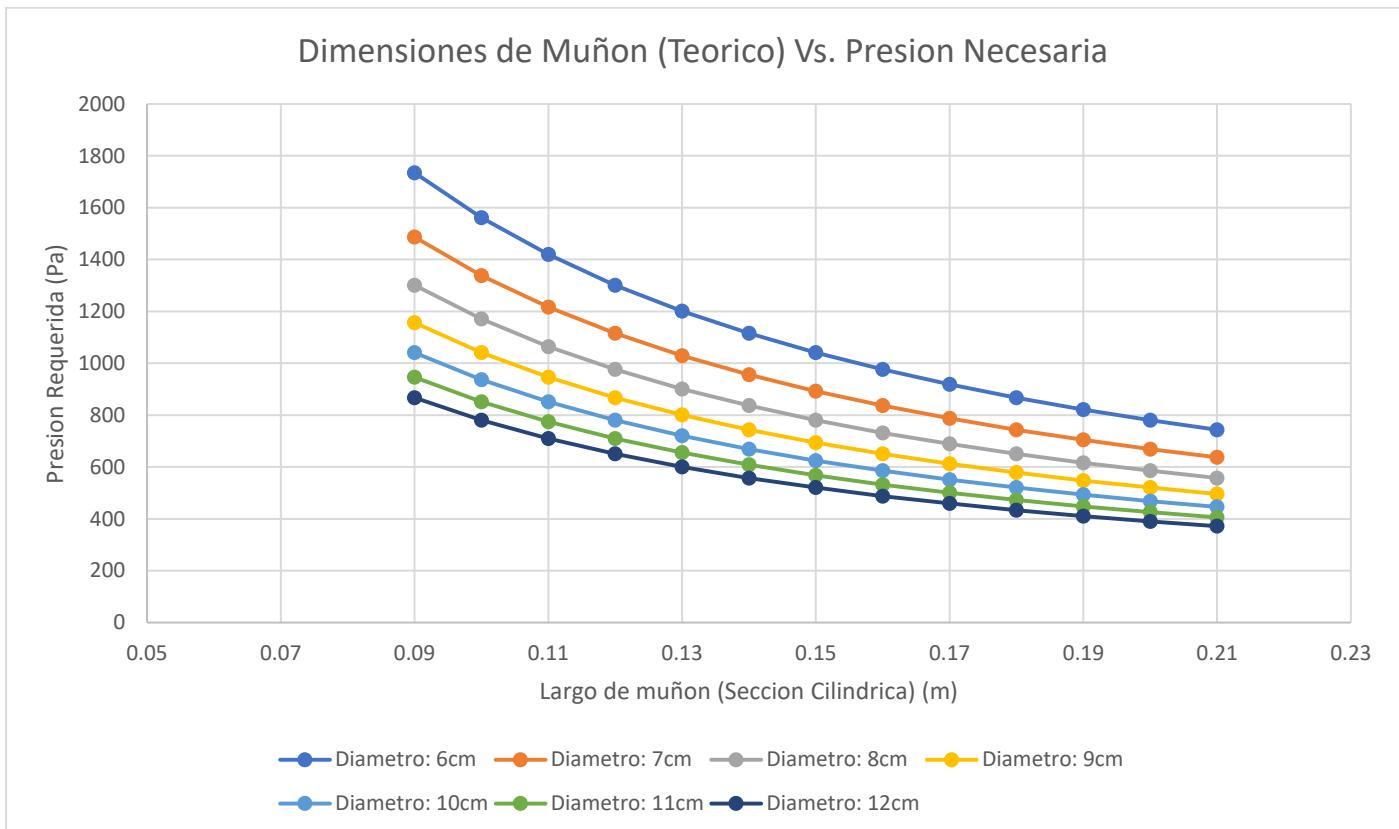
Ahora, para calcular esta presión, lo único que falta es el coeficiente de fricción.

Este, se estima ser aproximadamente 0.46.

Utilizando estos datos, se puede generar una gráfica mapeando diferentes presiones requeridas, basada en tres posibles variables: largo de muñón, diámetro de muñón, y peso de brazo. Para generar un brazo que tenga un buen factor de seguridad, se asumirá que el peso total (carga + prótesis) será de unos 1.5kg, y para poder hacer factor de seguridad de dos, la carga calculada será de 3kg.

$$F_g = 3kg * 9.81 \frac{m}{s^2} = 29.43 N$$

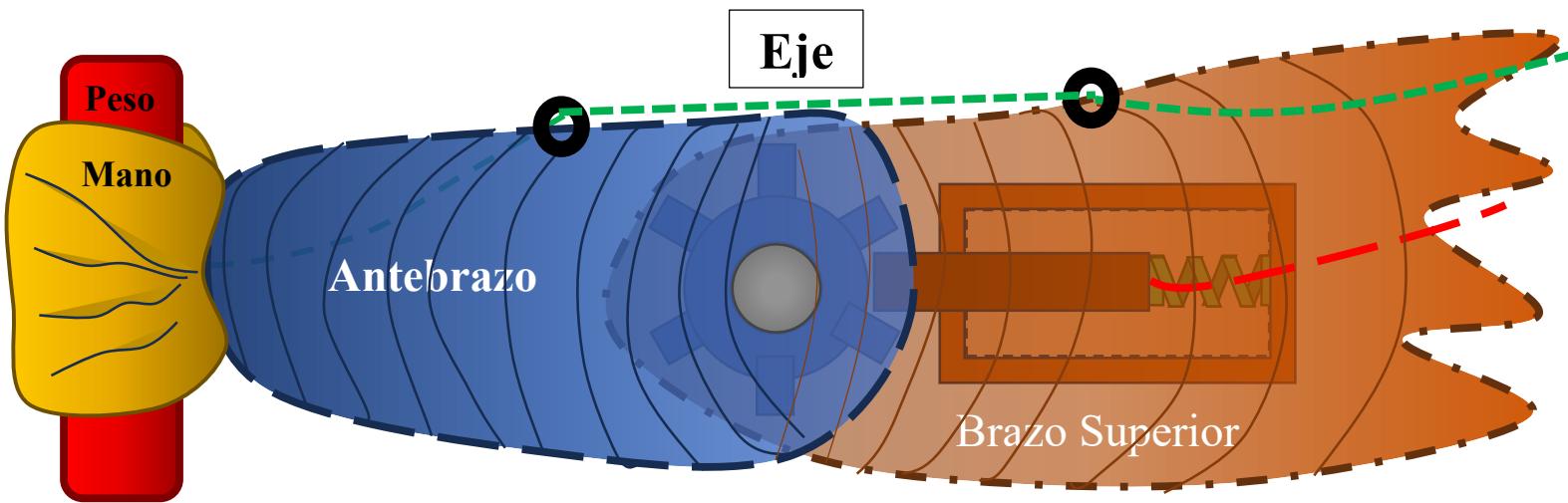
Utilizando los datos obtenidos, se utiliza un programa de Excel para producir la siguiente gráfica:



Esta grafica permite analizar la cantidad de presión que se debe aplicar alrededor del muñón por el "socket" de la prótesis, para prevenir deslizamiento. Se utilizó un largo mínimo usable de 9cm para el muñón, y un máximo de hasta 21cm. También se hizo el cálculo asumiendo que el diámetro del muñón usable estaría entre 6cm a 12cm. Como se puede observar, entre mayor sea el diámetro del muñón, y el largo utilizable, menor presión es requerida para sostener la prótesis con máxima carga. Esta presión, en la comunidad médica, es conocida como presión de interfaz, o IP (interface pressure).

Análisis de fuerza de sistema de bloqueo

La prótesis siendo actualmente diseñada utiliza un sistema de bloqueo para “trabar” la articulación de codo en una posición específica. Esto se hace para permitir la flexión de dedos, y reducir la cantidad de fuerza constante a la que se somete la persona para mantener flexionada la prótesis. El sistema está compuesto de un pasador con retorno de resorte, y un piñón de posición, el cual se encuentra unido al antebrazo, para bloquear la posición de este:



El sistema de pasador debe tener suficiente fuerza para mantener la flexión del brazo sin apoyo del tensor superior, que es con el que se ejerce la fuerza manual del usuario. Por lo tanto, cada uno de los dientes del piñón debe poder resistir la fuerza rotacional.

Se conocen las siguientes dimensiones del piñón:

Dimensión	Valor (m)
Radio externo	0.012
Radio de Dientes	0.020
Grosor de piñón	0.020

El área de cada diente entonces se calcula como:

$$A_d = (R_d - R_e)(G_p)$$

$$A_d = (0.02m - 0.012m)(0.02m) = 1.6 * 10^{-4}m^2$$

Basado en el análisis previo de fuerzas establecido para el tensor principal de codo, se puede determinar el momento rotacional de la sección inferior del brazo, asumiendo peso, basado en ángulo. Adicionalmente, se conoce la dimensión de rotación del piñón, lo cual permite calcular la fuerza opuesta, y la presión, basado en el área de diente.

La fórmula de fuerza rotacional basada en ángulo es igual a:

$$R(\theta) = \cos(\theta) \left((F_1)(0.115m) + (F_2)(0.3m) + (F_p)(0.35m) \right)$$

En esta función, F_1 es igual al peso del Antebrazo, F_2 es igual al peso de la mano, y F_p es igual al peso de la carga sostenida. El ángulo θ es igual a el angulo perpendicular al angulo con el suelo, por lo que un brazo completamente relajado, apuntando perfectamente hacia abajo, tendría un ángulo de 0, lo cual resultaría en un momento de fuerza rotacional de 0Nm. Ahora, la distancia de rotación opuesta, causada por el diente del piñón, es de:

$$L_r = R_e + \left(\frac{R_d - R_e}{2} \right)$$

$$L_r = 0.012m + \left(\frac{0.02 - 0.012}{2} \right) = 0.016m$$

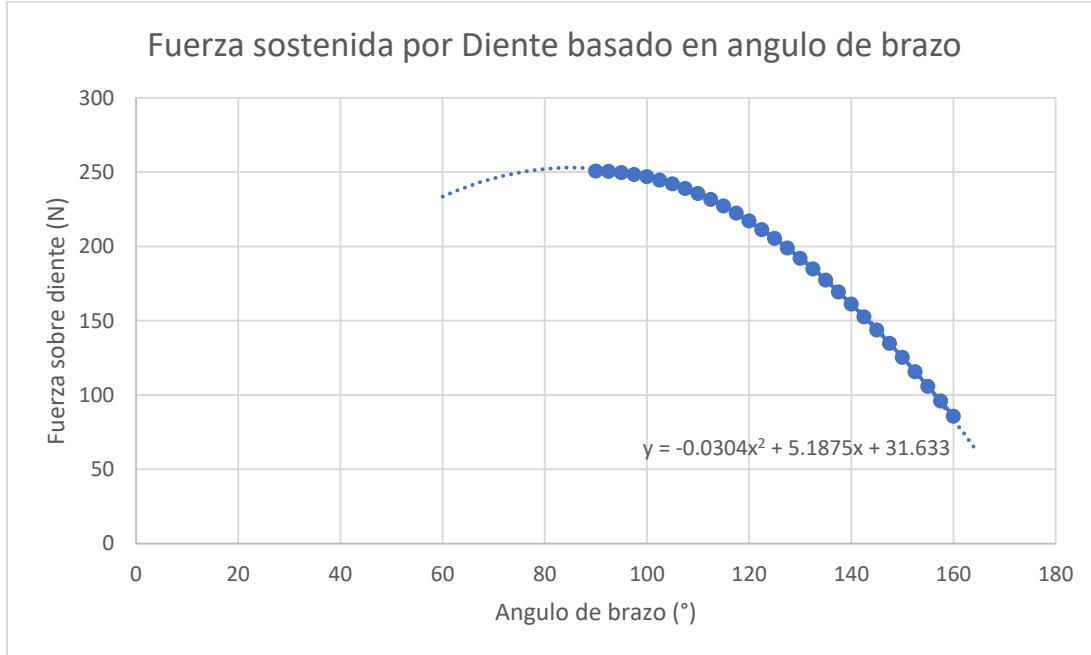
Habiendo determinado lo anterior, la fuerza necesaria sobre el diente del piñón para mantener estabilidad se rige por la siguiente función:

$$F_d = \frac{\cos(\theta) \left((F_1)(0.115m) + (F_2)(0.3m) + (F_p)(0.35m) \right)}{0.016m}$$

Los valores de peso (y por lo tanto carga) de seguridad son:

Variable	Peso (kg)	Carga (N)
F1	0.5	4.905
F2	0.5	4.905
Fp	1.5	14.715

Usando la ecuación superior, en conjunto con la tabla de variables, se obtiene la siguiente grafica de fuerza:

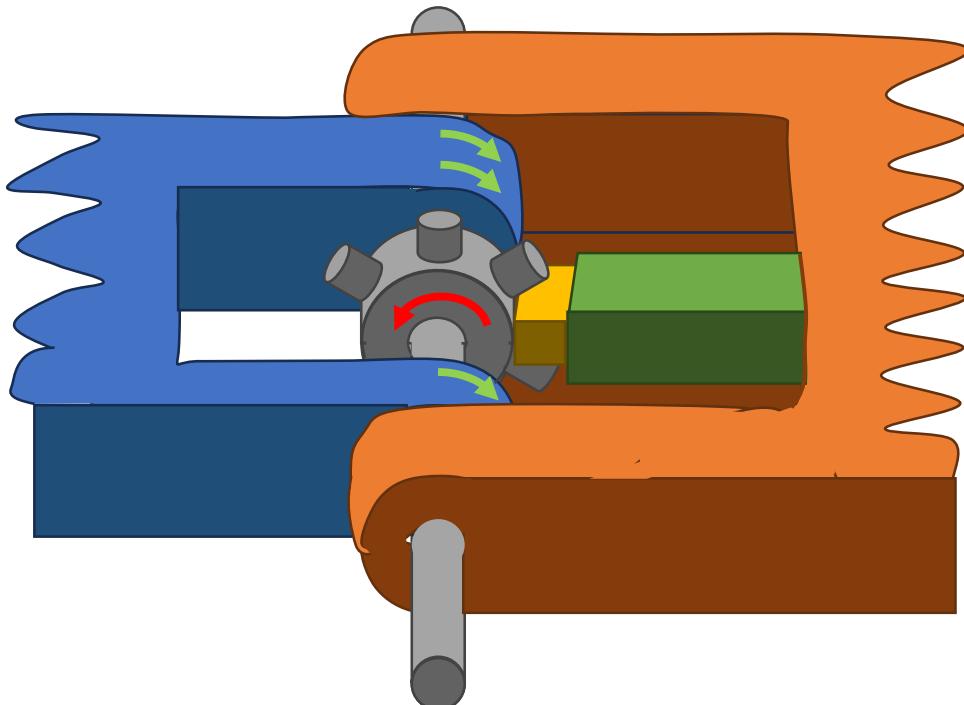


Adicionalmente, dividiendo los resultados por el área obtenida de diente, se tiene la presión que debe soportar el diente del piñón para evitar movimiento:

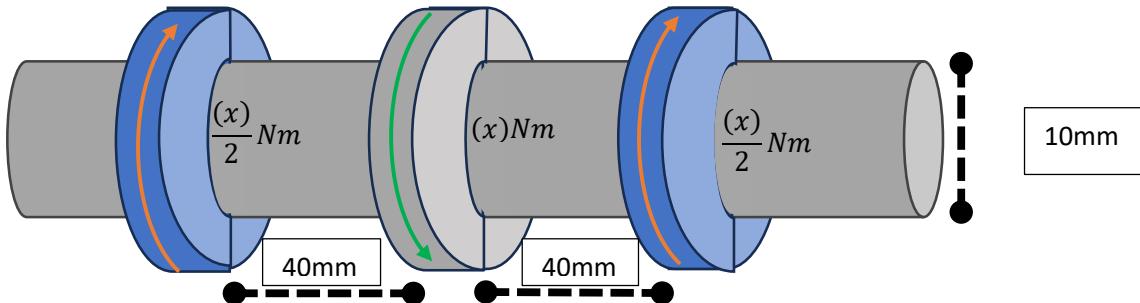


Siguiente, se analiza el esfuerzo al que se somete el eje del codo.

Para este análisis, se simplifica el eje a un cilindro. Este sufrirá de esfuerzo cortante, causado por el brazo y antebrazo intentando separarse por las fuerzas aplicadas, y esfuerzo rotacional, causado cuando el pasador genera una palanca sobre el mismo cuando activo.

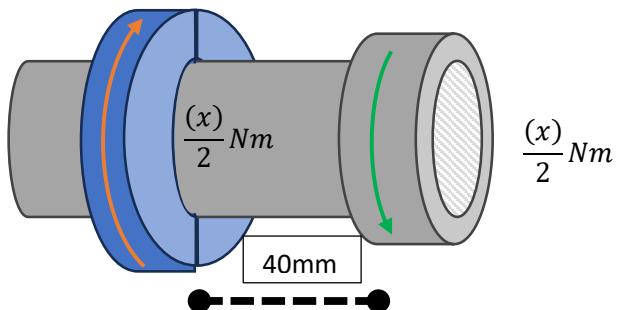


El momento de torque se puede observar basado en los cálculos previos de fuerza rotacional. Adicionalmente, se puede hacer un análisis de ángulo de torsión, basado en el siguiente diagrama de fuerzas:



El torque en las puntas es exactamente la mitad del torque en el centro, el cual es medido por las ecuaciones guiadas por ángulo observadas previamente en el documento. Teniendo las medidas entre los puntos de torsión, se puede calcular la deformación del eje estimado:

Se divide el miembro analizado en dos, ya que es perfectamente simétrico:



La ecuación de deflexión de ángulo es:

$$\phi = \frac{TL}{JG}$$

Donde:

- T=Momento de Torsión
- L=Largo
- J=Momento polar de inercia
- G=Modulo de corte

Como estamos trabajando con componentes cilíndricos, el momento polar de inercia será:

$$J = \frac{\pi r^4}{2}$$

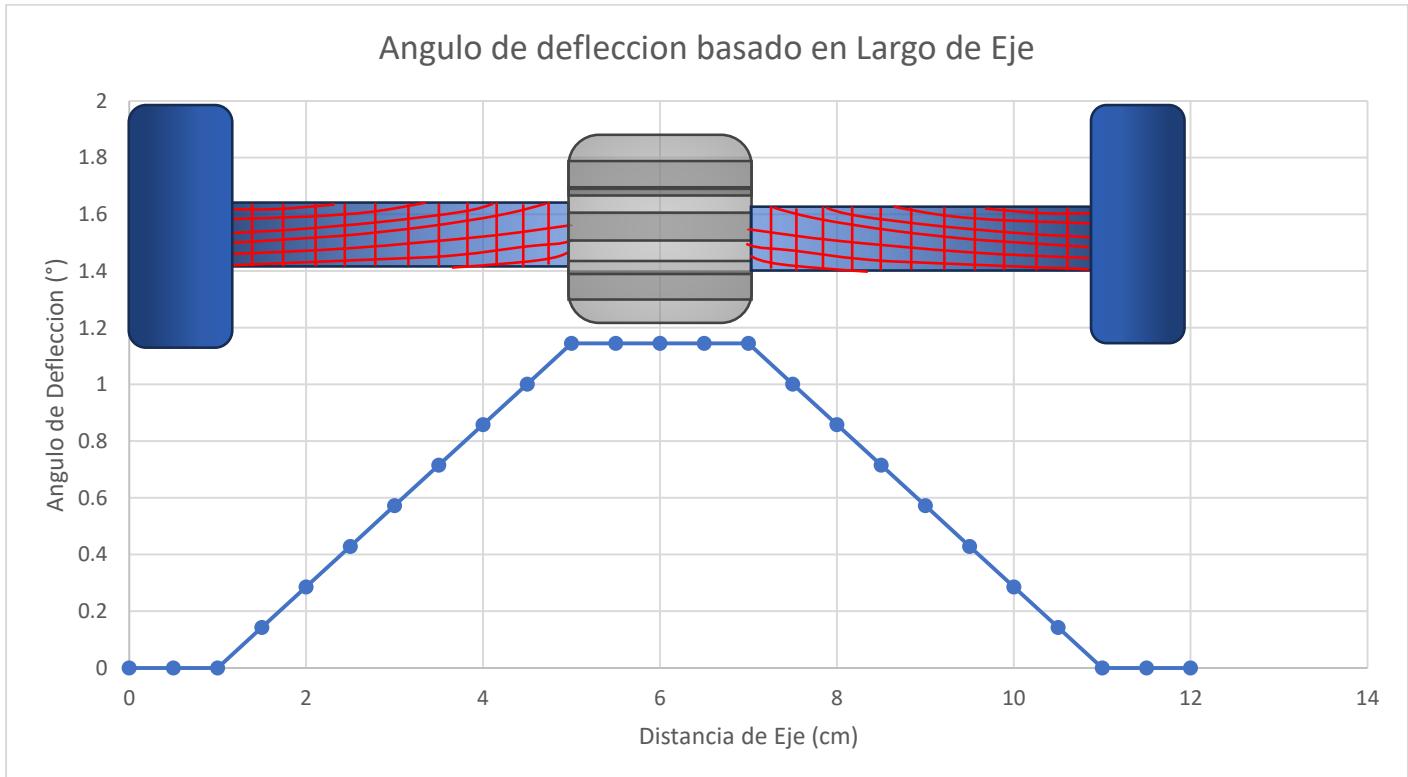
El módulo de corte del material utilizado, el PLA, se puede calcular basado en su módulo de elasticidad (Young(Y)) y su Relación de Poisson (μ). Se conoce que el modulo de elasticidad es de 3500MPa, y la Relación de Poisson es de 0.35. La formula que relaciona estos valores es:

$$Y = 2G(1 + \mu)$$

Por lo tanto, para calcular el Módulo de Corte, la ecuación será:

$$G = \frac{Y}{2(1 + \mu)} = \frac{3500 MPa}{2(1 + 0.35)} = \frac{3500 MPa}{2.7} = 1296 MPa$$

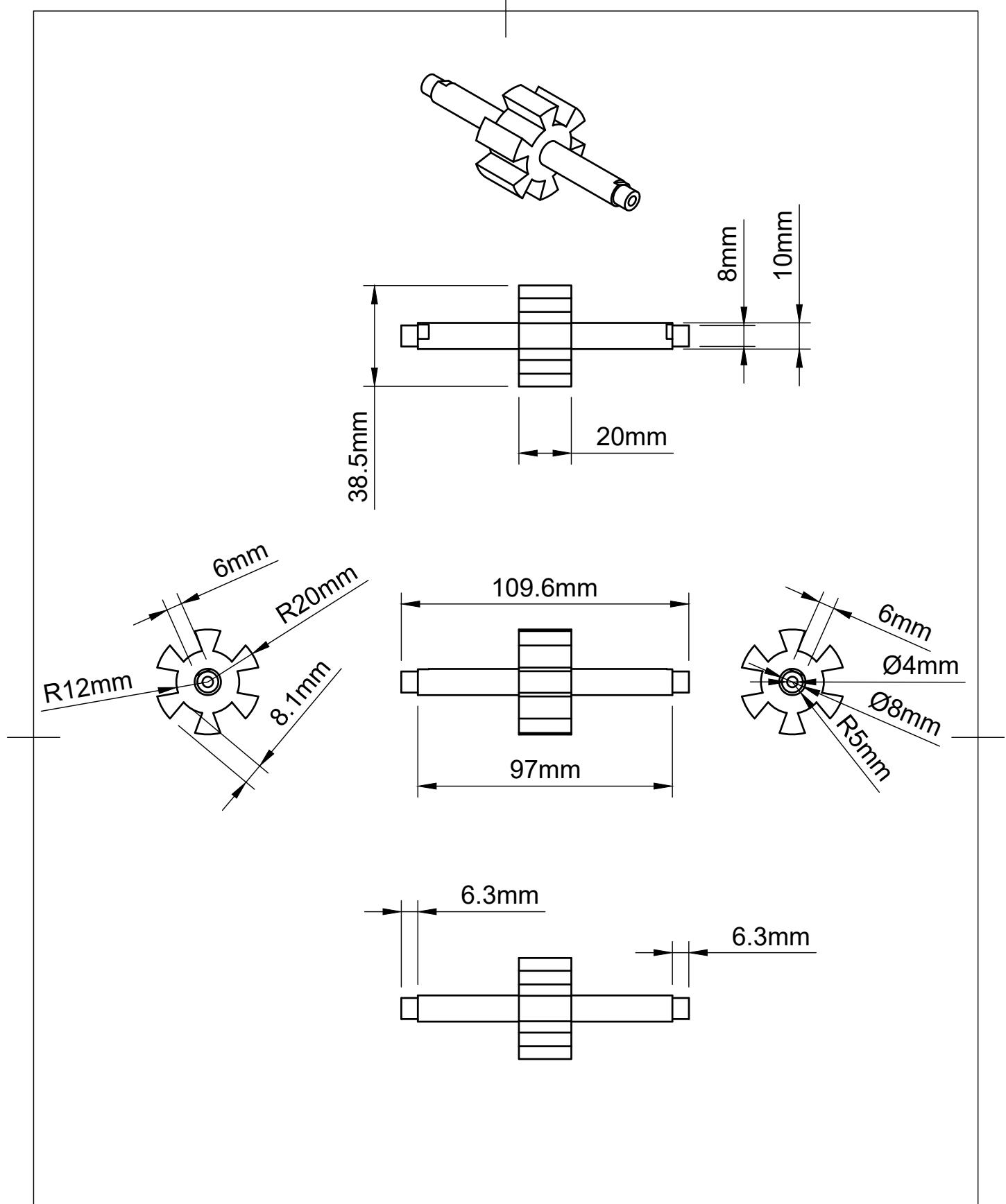
Teniendo estos valores, y la ecuación superior, la gráfica de torsión angular será la siguiente, asumiendo un estrés máximo en el eje:



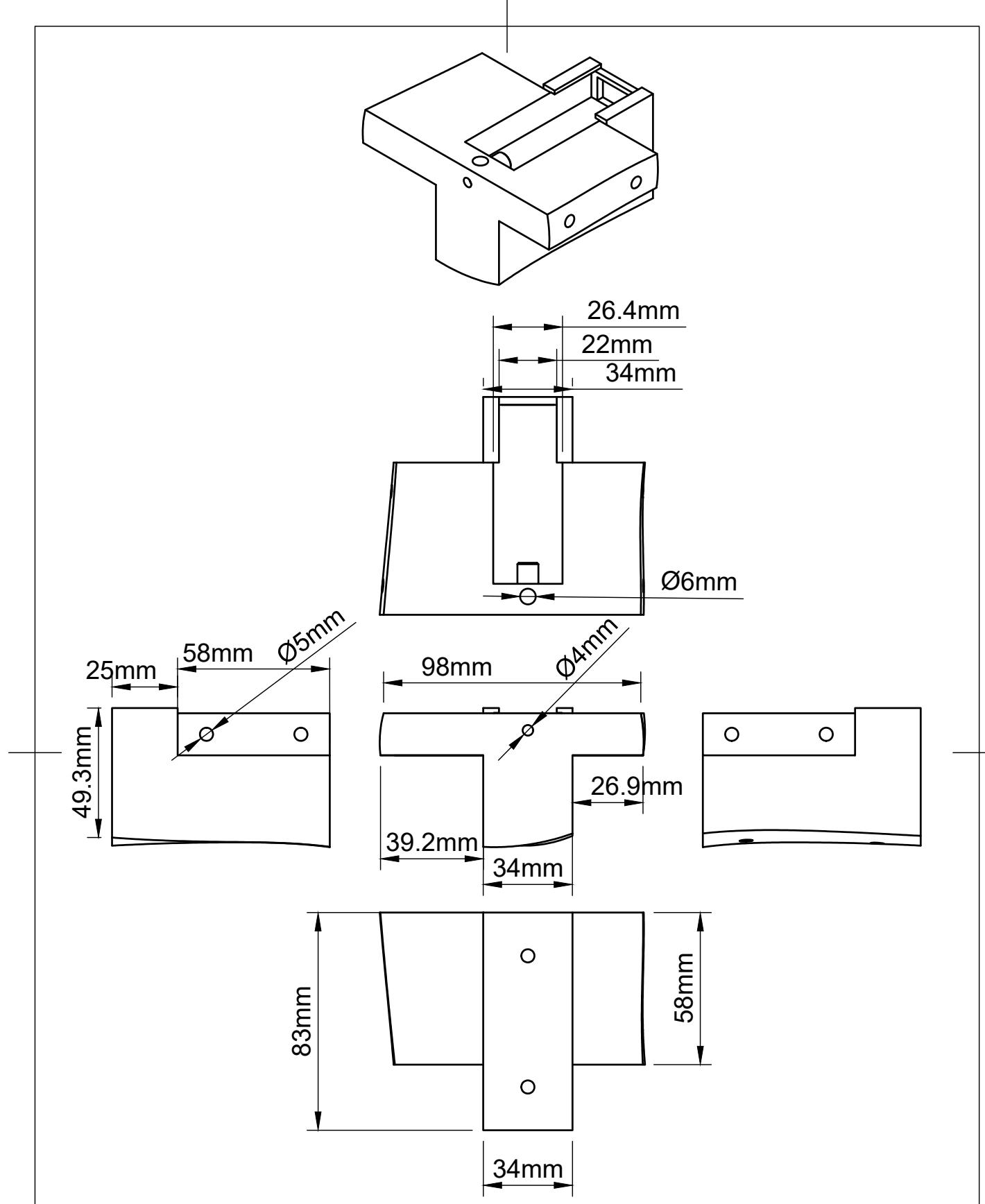
Observando los resultados, se puede determinar que la máxima rotación por Torsión en el miembro es de aproximadamente 1.5°. Una deformación de 1.5° se puede considerar un máximo aceptable, ya que esta no debería sobrepasar los 5°, pues esto podría llevar a un mínimo de cambio de balance de fuerzas, y a un máximo de quiebre y colapso del eje completo. Para disminuir esta deformación angular, hay varias posibles mejoras al sistema que se pueden implementar:

- Reducción de distancia – Incrementando el ancho del piñón, o incrementando el grosor de las paredes del brazo fijo, se puede limitar la distancia de 40mm expuesta del eje, reduciendo el esfuerzo cortante máximo.
- Incremento de radio – Agrandando el radio del eje permitirá aumentar el momento polar de inercia, reduciendo la deformación angular.
- Cambio de material – Buscando materiales con mayor modulo de corte, como diversos aceros y demás metales, se incrementaría la resistencia a los efectos de torque de la pieza, disminuyendo el máximo ángulo de deflexión generado.

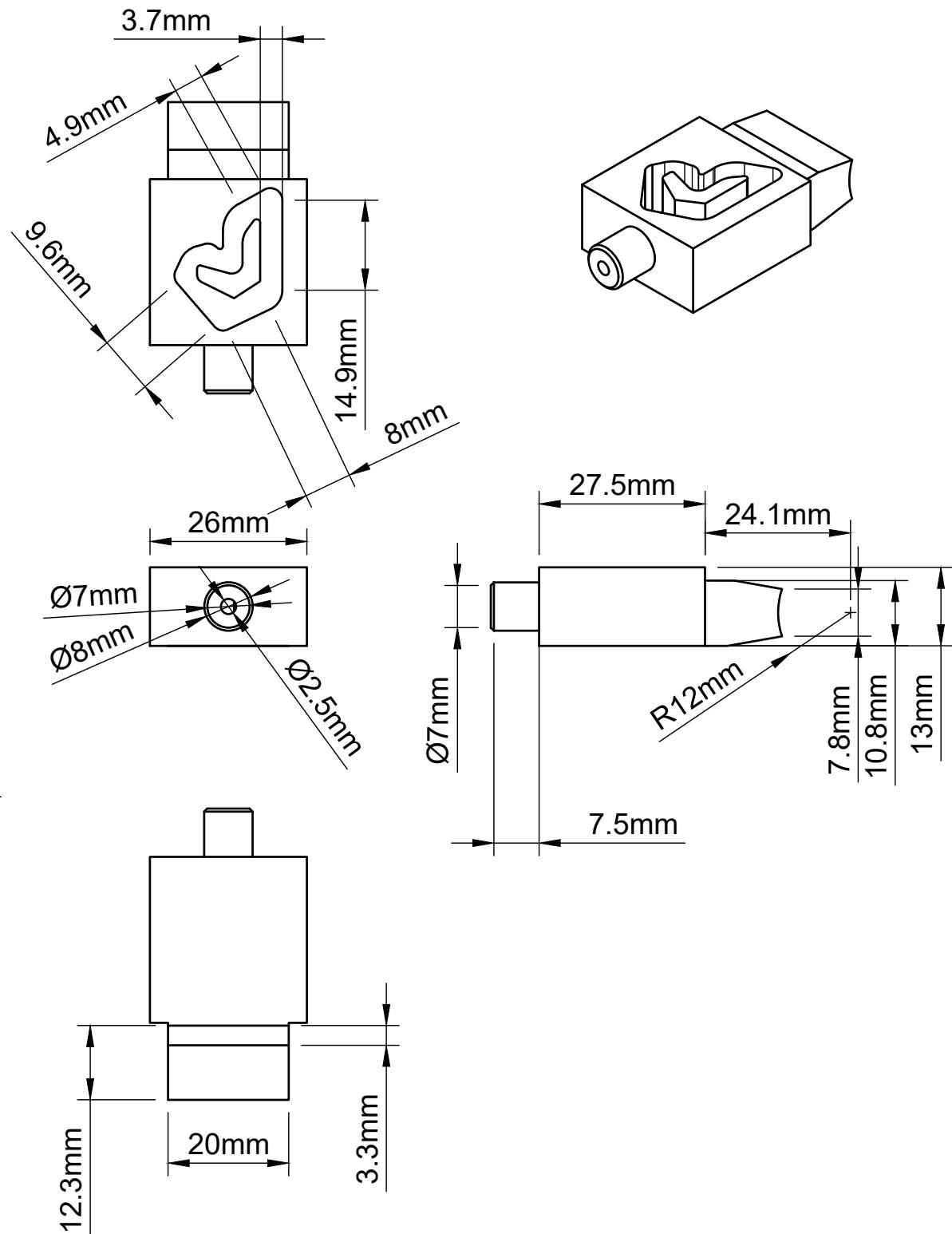
Appendix C. Anexo 3: Fichas técnicas de las piezas del prototipo



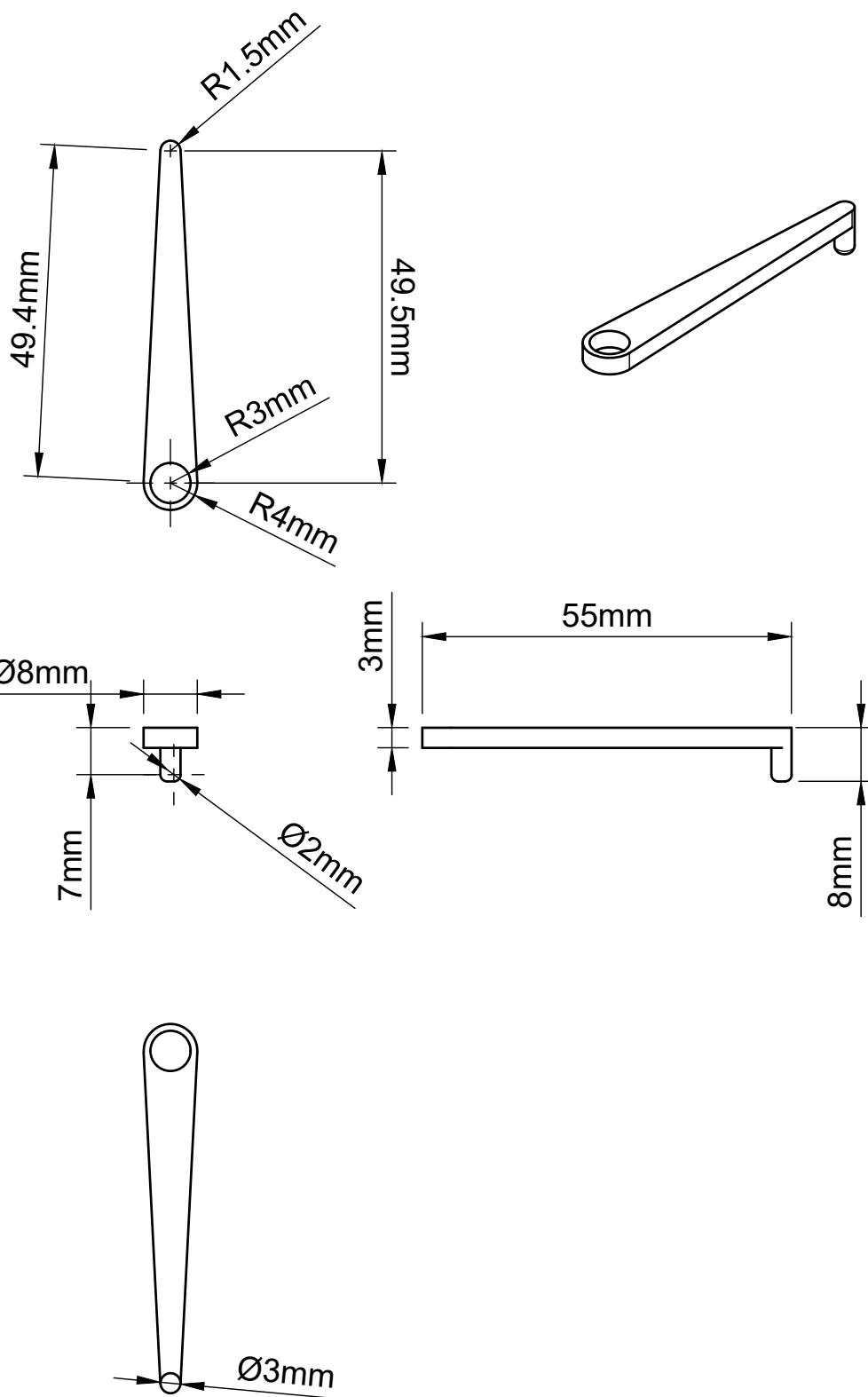
Dept. Bioingeniería	Technical reference Pieza 1	Created by Grupo PSU 2023-2 Junio 2023	Approved by Clara Mabel Solano Julio 2023
	Document type Dimensiones generales	Document status Aprobado - Final	
Pontificia Universidad JAVERIANA Bogotá	Title Eje con piñón Prótesis transhumeral Primer prototipo	DWG No. 1	
	Rev. 4	Date of issue Julio 2023	Sheet 1/7



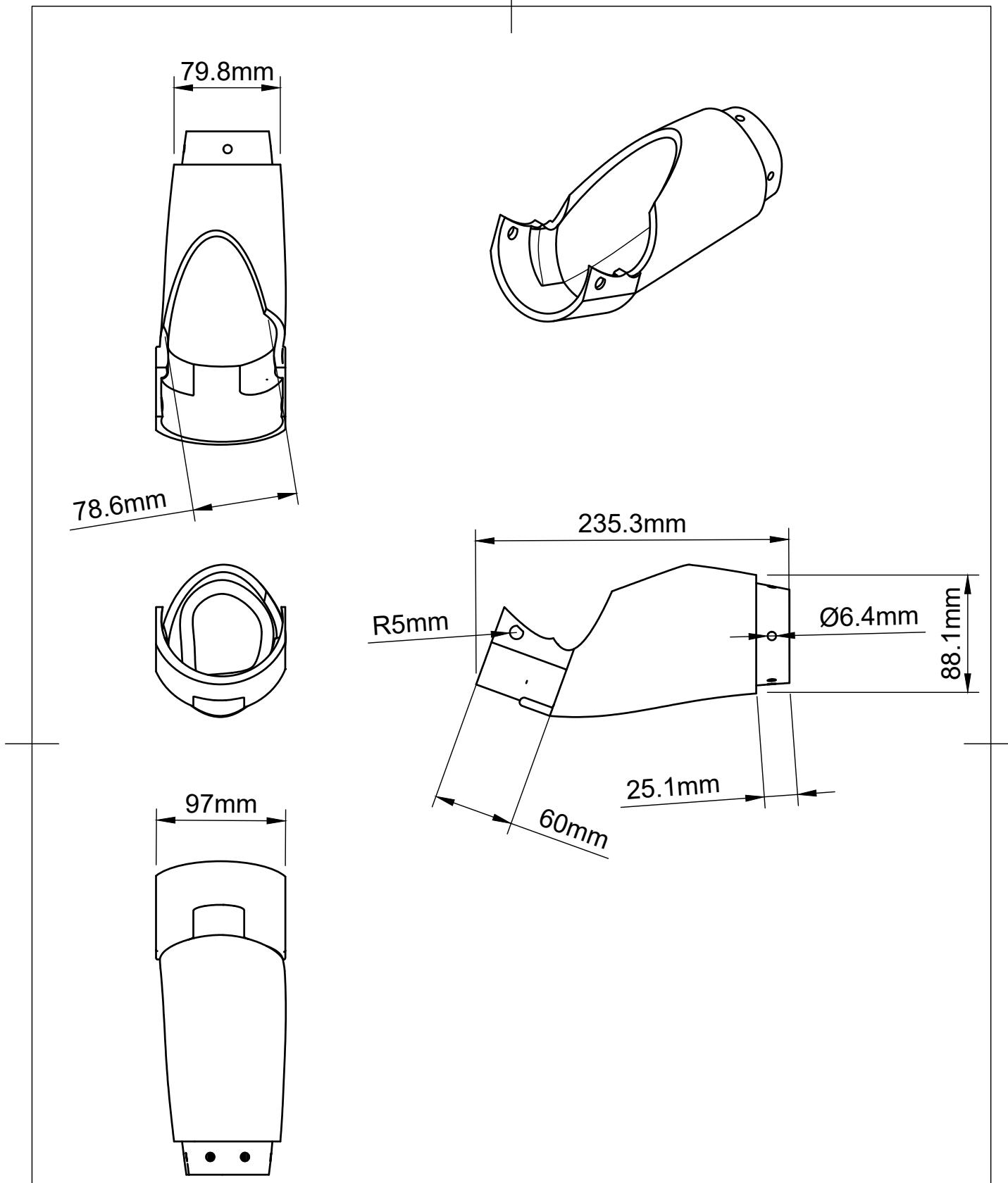
Dept. Bioingeniería	Technical reference Pieza 2	Created by Grupo PSU 2023-2 Junio 2023	Approved by Clara Mabel Solano Julio 2023
 Pontificia Universidad JAVERIANA Bogotá	Document type Dimensiones generales	Document status Final-Aprobado	DWG No. 2
	Title Sostén sistema bloqueo Prótesis transhumeral Primer prototipo	Rev. 4	Date of issue Julio 2023
			Sheet 2/7



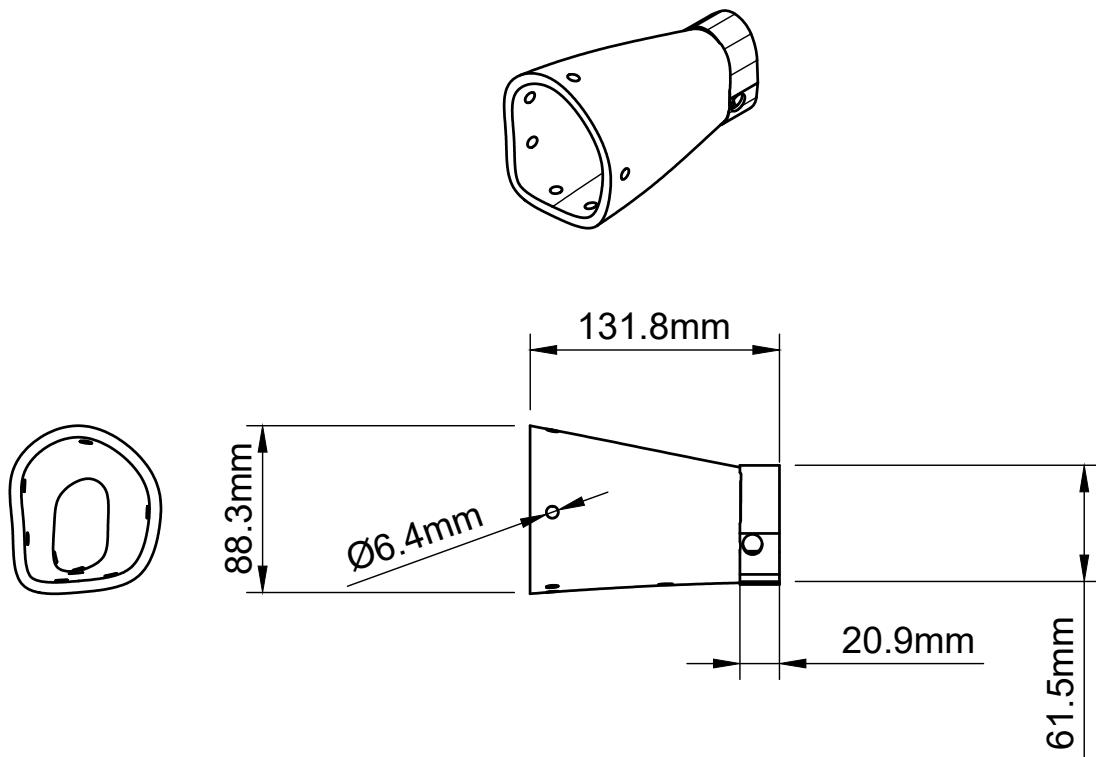
Dept. Bioingeniería	Technical reference Pieza 3	Created by Grupo PSU 2023-2 Junio 2023	Approved by Clara Mabel Solano Julio 2023
 Pontificia Universidad JAVIERIANA Bogotá	Document type Dimensiones generales	Document status Final-Aprobado	DWG No. 3
	Title Sistema de bloqueo Prótesis transhumeral Primer prototipo		Rev. 4 Date of issue Julio 2023 Sheet 3/7



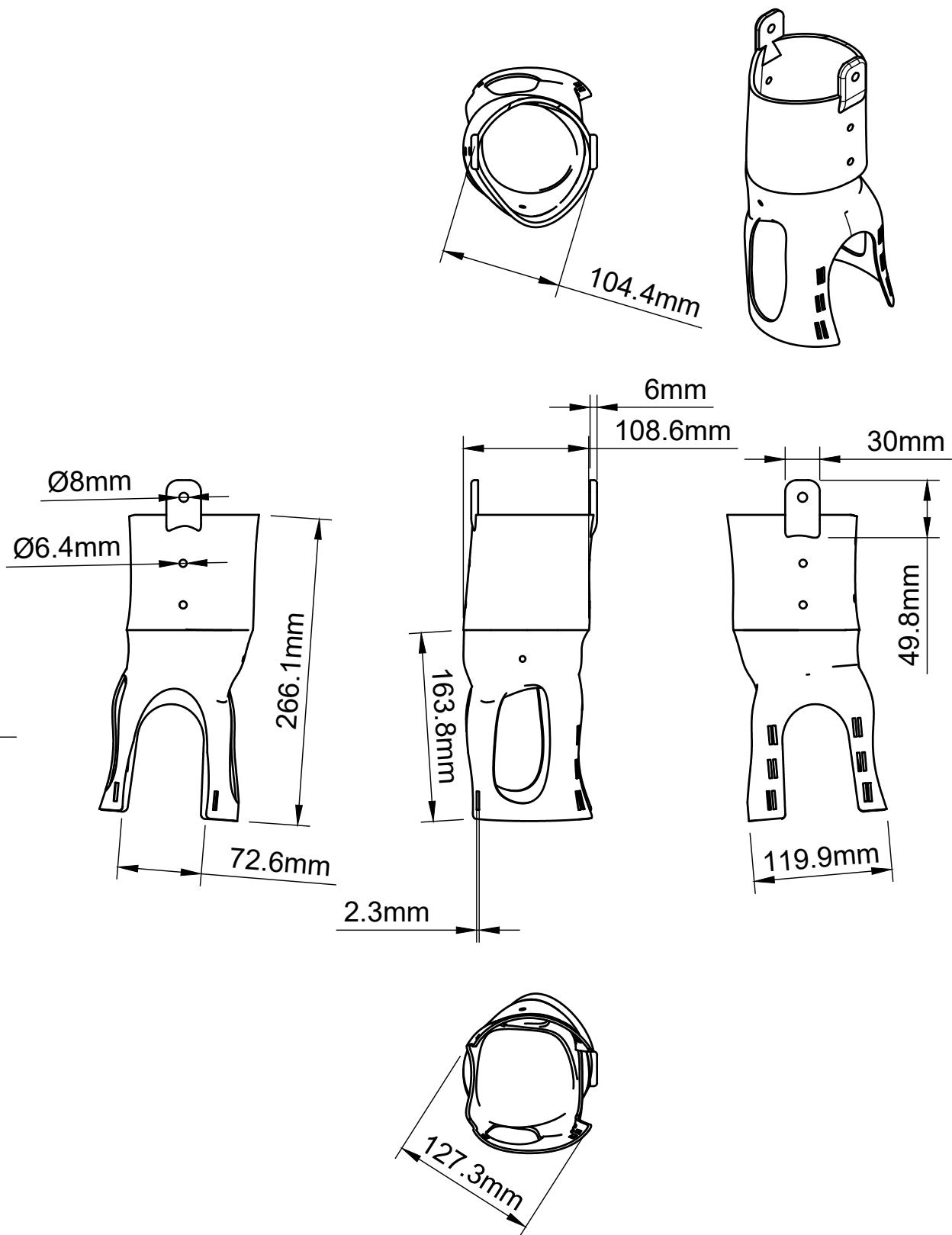
Dept. Bioingeniería	Technical reference Pieza 4	Created by Grupo PSU 2023-2 Junio 2023	Approved by Clara Mabel Solano Julio 2023
 Pontificia Universidad JAVERIANA Bogotá	Document type Dimensiones generales	Document status Final-Aprobado	DWG No. 4
IHS <small>Pontificia Universidad JAVERIANA Bogotá</small>	Title Manivela bloqueo Prótesis transhumeral Primer prototipo	Rev. 4	Date of issue Julio 2023
			Sheet 4/7



Dept. Bioingeniería	Technical reference Pieza 5	Created by Grupo PSU 2023-2 Junio 2023	Approved by Clara Mabel Solano Julio 2023
 Pontificia Universidad JAVERIANA Bogotá	Document type Dimensiones generales	Document status Final - Aprobado	DWG No. 5
	Title Antebrazo codo Prótesis transhumeral Primer prototipo		Rev. 4 Date of issue Julio 2023 Sheet 5/7



Dept. Bioingeniería	Technical reference Pieza 6	Created by Grupo PSU 2023-2 Junio 2023	Approved by Clara Mabel Solano Julio 2023
 Pontificia Universidad JAVERIANA Bogotá	Document type Dimensiones generales	Document status Aprobado - Final	DWG No. 6
	Title Antebrazo muñeca Prótesis transhumeral Primer prototipo		Rev. 4 Date of issue Julio 2023 Sheet 6/7



Dept. Bioingeniería	Technical reference Pieza 7	Created by Grupo PSU 2023-2 Junio 2023	Approved by Clara Mabel Solano Julio 2023
	Document type Dimensiones generales	Document status Aprobado - Final	
Pontificia Universidad JAVERIANA Bogotá	Title Brazo con socket integrado Prótesis transhumeral Primer prototipo	DWG No. 7	
	Rev. 4	Date of issue Julio 2023	Sheet 7/7