

DISEÑO POR APLICATIVO SOFTWARE DE PRÓTESIS DE MANO INFANTIL  
PERSONALIZADA SEGÚN PARÁMETROS ANTROPOMÉTRICOS

JHONATAN DAMIAN NIÑO GARCIA 20151375021

DAVID LEONARDO PALACIOS MENDEZ 20152375012

UNIVERSIDAD DISTRITAL FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS

FACULTAD TECNOLÓGICA

INGENIERÍA MECÁNICA

BOGOTÁ D.C.

2019

DISEÑO POR APLICATIVO SOFTWARE DE PRÓTESIS DE MANO INFANTIL  
PERSONALIZADA SEGÚN PARÁMETROS ANTROPOMÉTRICOS

JHONATAN DAMIAN NIÑO GARCIA 20151375021

DAVID LEONARDO PALACIOS MENDEZ 20152375012

Trabajo de grado para obtener el título de Ingeniero Mecánico

Director:

Ing. CARLOS BOHÓRQUEZ ÁVILA

UNIVERSIDAD DISTRITAL FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS

FACULTAD TECNOLÓGICA

INGENIERÍA MECÁNICA

BOGOTÁ D.C.

2019

# TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	5
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	6
1.1 ESTADO DEL ARTE .....	7
1.2 JUSTIFICACIÓN .....	9
2. OBJETIVOS .....	11
2.1 OBJETIVO GENERAL:.....	11
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS: .....	11
3. MARCO TEORICO .....	12
3.1 SISTEMAS PROSTÉTICOS MANUALES .....	12
3.1.1 Sistemas Pasivos o Prótesis Estética.....	12
3.1.2 Sistemas Activos.....	12
3.1.2.1 Prótesis mecánicas .....	12
3.1.2.2 PRÓTESIS ELÉCTRICAS.....	16
3.1.2.3 PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS .....	17
3.2 IMPRESORAS 3D.....	18
3.2.1 HISTORIA.....	18
3.2.2 TIPOS DE IMPRESORAS 3D .....	18
3.3 MATERIAL.....	18
3.3.1 ABS.....	19
4. METODOLOGÍA.....	20
5. RECOPIACION DE DATOS.....	21
5.1 ANTROPOMETRÍA.....	21
5.1.1 Ancho metacarpal.....	23
5.1.2 Perímetro de agarre (mano).....	23
5.1.3 Largo mano .....	24
5.1.4 Largo palma.....	25
5.2 ESTADÍSTICA.....	26
5.3 SELECCIÓN DEL SOFTWARE .....	27
5.4 DISEÑO .....	33
5.4.1 Falange distal .....	36
5.4.2 Pasador de falange.....	36

5.4.3	Falange proximal .....	37
5.4.5	Pulgar .....	38
5.4.6	Pasador de pulgar .....	38
5.4.8	Carcasa secundaria.....	39
5.4.10	Pasador muñeca.....	40
5.4.11	Carcasa principal.....	40
5.4.12	Pasadores .....	41
5.5	FUNCIONAMIENTO .....	42
5.6	DIGITALIZACIÓN.....	43
5.6.1	LENGUAJE .....	43
5.6.2	AUTOIT .....	43
5.6.3	PROGRAMA .....	44
5.6.4	CORRECCION DE ERRORES Y SELLECCION.....	52
5.6.5	DIAGRAMA DE FLUJO .....	62
5.7	ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS.....	71
5.7.1	Simulación falanges distal y proximal .....	71
5.7.2	Simulación de pasadores .....	73
5.7.3	Simulación palma.....	74
5.7.4	Simulación carcasa secundaria .....	75
5.7.5	Simulación complemento cuadrado.....	75
5.7.6	Simulación soporte central .....	76
5.7.7	Simulación pulgar.....	76
5.8	COMPARACIÓN CON OTROS MATERIALES.....	77
6	UTILIZACIÓN DEL APLICATIVO.....	91
6.1	IDENTIFICACIÓN .....	91
6.2	SELECCIÓN DE SEXO.....	92
6.3	SELECCIÓN DE EDAD .....	92
6.4	SELECCIÓN DE ESTATURA.....	92
6.5	SELECCIÓN DE PESO.....	93
6.6	SELECCIÓN DE PERFIL .....	94
6.6	SELECCIÓN DE CARPETAS.....	94
6.6.1	Carpetas de archivo .....	94
6.6.2	Carpeta de destino .....	95

6.7 GENERACIÓN DE ARCHIVO .....	96
7 ANÁLISIS ECONÓMICO .....	97
7.1 ANÁLISIS DE COSTOS .....	97
7.2 VALOR ACTUAL NETO .....	98
8 COMPARACIÓN OTROS MODELOS EN EL MERCADO .....	101
9 PRODUCTO FINAL .....	103
10 CONCLUSIONES .....	105
11 RECOMENDACIONES .....	107
12 BIBLIOGRAFIA.....	108



## INTRODUCCIÓN

La mano humana es, conjuntamente con el cerebro, una de las dos claves del éxito evolutivo de los seres humanos. Esta potente herramienta, capaz de delicados y complicados movimientos, al mismo tiempo que aplicaciones de fuerza, tiene una función motora, sensitiva y comunicativa. Por lo tanto, su limitación o ausencia suele provocar un grave deterioro en la calidad de vida de una persona. Esta discapacidad tiene un efecto aún mayor en la niñez, donde las diferencias marcadas respecto al ambiente social provocan rechazo, burla y aislamiento. La medicina, haciendo buen uso de la ingeniería, ofrece tratamiento en la forma de prótesis, que suplen en grado menor o mayor la pérdida de funciones producida por la amputación o falta congénita de uno o ambos miembros superiores. Sin embargo, debido a la naturaleza inherentemente compleja de los seres vivos, una prótesis funcional demanda un grado similar de desarrollo ingenieril, lo que se traduce en altos costos para estos elementos. Esta situación se ve acentuada precisamente durante la infancia, pues el proceso de crecimiento requiere un cambio periódico de la prótesis; y en el contexto socioeconómico de Colombia, se traduce en la desatención de una necesidad apremiante de un sector vulnerable de la población, no solo de bajos recursos sino incluso también de clase media, debido a coste de las prótesis.

Para solucionar este problema, se hace necesario simplificar y reducir el costo del diseño y la construcción de las prótesis de mano. Revisando la historia de su aplicación, y las generalidades de su diseño y construcción, optamos por emplear el método para diseñar una prótesis enlazada con un aplicativo que registre parámetros antropométricos del paciente y personalice el diseño acorde a sus medidas, lo que agilizaría el proceso de diseño. Adicionalmente, a través de análisis de elementos finitos, primero optimizaremos la geometría del diseño básico, y luego exploraremos las posibilidades que ofrecen materiales y procesos de construcción alternativos a los materiales biocompatibles empleados comúnmente.

## 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Para el año 2005, un alto porcentaje de la población colombiana se encuentra identificada en condición de discapacidad: el Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE) realizó un censo que mostró, entre otros datos, que para el momento el 6,4% de la población colombiana adolecía de algún tipo de limitación. De este porcentaje, un 15% corresponde a personas definidas como mutiladas. Algunas de estas limitaciones son producto de la amputación de miembros superiores, las cuales en Colombia son consecuencia de accidentes de trabajo, y en tiempos recientes, fruto del conflicto armado que sufre el país desde hace décadas<sup>1</sup>. El empleo de prótesis implica un aumento significativo en la calidad de vida de estas personas, ya sea por parte de una prótesis meramente estética, hasta una compleja prótesis mioeléctrica que reemplace la mayoría de las funciones motrices e incluso sensoriales perdidas por el paciente. Sin embargo, en lo que se refiere al mercado, incluso las prótesis más simples representan una inversión que no está dentro de las posibilidades económicas de todos los individuos discapacitados. Estas necesidades son más apremiantes en la población infantil: su proceso de crecimiento requiere un cambio constante de prótesis, con una frecuencia de alrededor de seis meses, para que las dimensiones de la prótesis se ajusten razonablemente a las proporciones del paciente<sup>2</sup>. La circunstancia de necesitar la actualización periódica de un elemento costoso puede llevar a que muchos menores tengan que arreglárselas con elementos que ya les quedan pequeños, o ni siquiera poder aspirar a adquirir cualquier prótesis. En estas situaciones la calidad de vida se ve muy afectada, no solamente por el impacto directo sobre las posibilidades motoras, sino por lo que esto representa en términos de autonomía, autoestima, y adaptación psicosocial de niños y niñas<sup>3</sup>. Las prótesis actualmente disponibles en el mercado no se adecúan a este escenario, por cuanto emplean materiales de alto costo y conllevan un diseño y construcción largos y detallados. Tanto este costo como su complejidad son dos problemas que limitan el acceso de muchos pacientes a una prótesis, lo que hace necesario proponer nuevas maneras de diseñar y fabricar estos elementos.

---

<sup>1</sup> GONZALES, CLARA INÉS. GÓMEZ JULIO CÉSAR. Información estadística de la discapacidad. Departamento Nacional de Estadística. 2004

<sup>2</sup> J. M. DORADOR y P. RIOS, «Robotica y Protesis inteligentes,» Revista Digital Universitaria, vol. 6, nº 1, pp. 1-15, 15-15, 2004.

<sup>3</sup> R. MONREAL GONZALES, "La mano, origen, evolución y su papel en la sociedad," Revista Cubana de Ortopedia, vol. 21, 2007.



## 1.1 ESTADO DEL ARTE

Desde la antigüedad las prótesis han sido partes importantes de desarrollo de la humanidad, estas nos muestran que tanto se ha avanzado en estudio del cuerpo humano y el desarrollo tecnológico con el que se cuenta en la actualidad, esto se puede ver a través de la historia con los intentos de prótesis que se hallan en diversos lugares del mundo desde la civilización egipcia donde en momias que datan del año 2000 a.c. se encuentran con adaptaciones echas con caucho, las cuales se ajustaban al antebrazo con el fin de portar objetos, tal es el caso del general romano Marcus Sergius, que durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a. C.) fabricó una mano de hierro para él, con la cual portaba su espada, ésta es la primera mano de hierro mismo<sup>4</sup>.

*Figura 1: Mano de alt-Ruppin construida con hierro en el año 1400. Tomado de [http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01\\_enero.pdf](http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf)*



En los siglos XVIII y XIX, conflictos a gran escala, como las guerras Napoleónicas, la Guerra de Crimea y la Guerra Civil estadounidense, que aumentaron su intensidad y efecto en los combatientes de mano con el devenir de la Revolución Industrial, produjeron un mayor número de veteranos mutilados en las sociedades de postguerra, gracias a los avances en la medicina como la anestesia, la asepsia, y nuevas técnicas de amputación que

---

<sup>4</sup> MURPHY DOUGLAS. Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics. Medos Medical. 2014

aumentaban las probabilidades de supervivencia y procuraban facilitar la acomodación de las prótesis existentes a los miembros amputados<sup>5</sup>.

En el siglo XX la Primera Guerra Mundial, a diferencia de otras áreas de la medicina, no trajo mayores avances en tratamientos prostéticos; este avance solo se vería con la introducción de nuevos materiales tras el final de la Segunda Guerra Mundial (principalmente polímeros y aleaciones avanzadas). Con el advenimiento de la electrónica, se propuso la creación de prótesis mioeléctricas, que comenzaron su desarrollo en la Unión Soviética en los años 60, y se han mejorado paralelamente con esta ciencia al punto de contarse actualmente con prótesis controladas remotamente por el cerebro y que son capaces de generar una sensación de tacto<sup>6</sup>. Tanto prótesis mioeléctricas, mecánicas como híbridas se han beneficiado con la introducción de la tecnología CAD/CAM en la industria durante los años 70. Pero si bien para inicios del siglo XXI las prótesis contaban con materiales biocompatibles de altísima calidad, con complejos diseños de muy buenas características biomecánicas y estéticas perfectamente adaptados a las necesidades del paciente, esta especialización conllevó un considerable aumento de precio que disminuía notablemente la distribución que estos adelantos podían tener. A causa de esta necesidad, en el año 2013 surgió la iniciativa Enabling the future, que tomando las ventajas de la masificación de la manufactura aditiva en forma de las impresoras 3-D, ha producido variados diseños distribuidos con licencia libre, pensados para este tipo de fabricación, los cuales reducen enormemente el costo de la prótesis comparada con una tradicional<sup>7</sup>.

En la última década, en Colombia se han diseñado prótesis para imprimir en 3D. López (2016) y Muñoz (2014) han trabajado en prótesis ortopédicas<sup>8 9</sup>, mientras que el ingeniero de la Universidad Nacional Christian Silva, en el contexto de la iniciativa E-Nable fabrica prótesis de mano, pero como iniciativa privada sin producción de literatura científica<sup>10</sup>.

---

<sup>5</sup> Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad. Proyecto Magister en Ingeniería Mecánica, 2012, Universidad Nacional de Colombia Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica Bogotá, Colombia.

<sup>6</sup> H CAMPBELL, PAUL. Mechatronic Hands. Prosthetic and Robotic Desig. The Institution of Engineering and Technology. 2016

<sup>7</sup> STOPFORTH, R. VD RIET, D. BRIGHT, G. DIEGUEL, O. A Low Cost Design of a 3D Printed Multi-fingered Myoelectric Prosthetic Hand. Nova Science Publishers. 2015

<sup>8</sup> QUINTERO DÍAZ, JOHANNA. Con Tecnología en 3D santandereanos diseñan prótesis ajustables. Diario El Tiempo. 21 de julio de 2016.

<sup>9</sup> Colombiano desarrolla prótesis económicas en 3D a partir de almidón de maíz. Portal Colombia Inn. Tomado de: <http://colombia-inn.com.co/colombiano-desarrolla-protesis-economicas-en-3d-a-partir-de-almidon-de-maiz/>. Noviembre 2016

<sup>10</sup> Crean prótesis de manos para niños impresas en 3D. Diario El Tiempo. 26 de octubre de 2014.

Ninguno de estos trabajos involucra el diseño CAD acoplado con tablas de parámetros. Este método de diseño que comenzó a popularizarse a comienzos de los años 90, permite adaptar un modelo básico a múltiples situaciones individuales a través del cambio de parámetros del diseño que se organizan en una tabla de datos y son susceptibles de modificación<sup>11</sup>. En la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Reyes y Páez (2016), junto a Ortiz y Marroquín (2016) aplicaron exitosamente esta herramienta para diseños mecánicos<sup>12 13</sup>..

## 1.2 JUSTIFICACIÓN

Ante el panorama aquí expuesto, donde los elementos prostéticos infantiles no cuentan con la asequibilidad suficiente para cumplir las necesidades de todos los pacientes que los requieren, es necesario hacer parte de esta tendencia mundial de fabricar prótesis de bajo costo y fácilmente reemplazables y actualizables. Más apremiante aún es explorar estas posibilidades en un país donde el 8,5% de sus habitantes se encuentra por debajo de la línea de la pobreza extrema, y 28% por debajo de la línea de pobreza; cuando el ingreso promedio del hogar colombiano ronda el millón novecientos mil pesos, se evidencia que ni siquiera para las familias de clase media sería posible adquirir y cambiar con la frecuencia necesaria prótesis tradicionales. El Plan Obligatorio de Salud vigente en mayo de 2017 no cubre implementos prostéticos de mano, únicamente de piernas. La misma ausencia de cifras oficiales discriminadas respecto a población amputada, y menos aún qué segmento corresponde a población infantil, es un indicador de la desatención y vulnerabilidad a la que se somete a estas personas.

---

<sup>11</sup> Ricardo A. GÓMEZ CASTRO Alvaro H. GALVIS PANQUEVA Olga MARIÑO DREWS, «INGENIERIA DE SOFTWARE EDUCATIVO CON MODELAJE ORIENTADO POR OBJETOS: UN MEDIO PARA DESARROLLAR MICROMUNDOS INTERACTIVOS,» Informática Educativa, Vol 11, No, 1, 1998 UNIANDES - LIDIE pp.9-30.

<sup>12</sup> REYES, L. PÁEZ, C. Desarrollar una aplicación de software para uniones de transición de acueducto y alcantarillado de diámetros de 14in a 30in. Universidad Distrital Francisco José de Caldas. 2016.

<sup>13</sup> CADENA, J. MARROQUÍN, G. Desarrollo de software para cálculo y selección de poleas trapezoidales para correas de alta capacidad y métricas. Universidad Distrital Francisco José de Caldas. 2016

El Ministerio de Salud y Seguridad social de la República de Colombia cuenta con un sistema de información llamado el Registro Para la Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad (RLCPD). Este sistema reúne información a través de registros voluntarios y el Departamento Nacional de Estadística (DANE) y nos permite hacernos una idea de la magnitud de la necesidad social de una disponibilidad asequible de tratamientos prostéticos para la población discapacitada en Colombia. Para 2015, un 2,45% de la población nacional se encuentra en este estado, más de un millón de personas, lo que supera la población total del departamento del Huila<sup>14</sup>. Del total de población discapacitada, un 18,7 % registra dificultad para llevar, mover o usar objetos con las manos. El 11,44% de personas con esta dificultad, 19221 a la fecha del estudio, eran menores de edad, y por lo tanto en su gran mayoría estaban en edad de escolaridad<sup>15</sup>.

Sin embargo, el RLCPD ha detectado que un 26,74% de las personas discapacitadas, alrededor de trescientas quince mil, abandonaron sus estudios citando su discapacidad como causa principal. Si tenemos en cuenta que un 70% de la población en condición de discapacidad recibe su atención médica a través del Régimen Subsidiado de Salud, nos encontramos con una población infantil de un tamaño tres veces mayor al total de estudiantes de la Facultad tecnológica que se encuentra en riesgo de ver su educación interrumpida a causa de un tratamiento inconsistente o incluso inexistente para una discapacidad que afecte sus manos, limitando aún más sus oportunidades a futuro.

Si bien el trabajo que se realiza internacionalmente con prótesis impresas en 3D con diseños de propiedad abierta es un paso enorme para resolver el problema, la academia colombiana ha pasado mayormente de largo estos desarrollos, donde solo se registra un trabajo al respecto en fuentes periodísticas y ninguno que pudiésemos hallar en bases de datos académicas. Así mismo, en la literatura referida al diseño de prótesis de bajo costo, no aparece la metodología de emplear tablas de datos enlazadas a un programa de diseño mecánico para modificar rápidamente los parámetros del modelo para adaptar el modelo existente a las dimensiones de cada paciente, lo que consideramos permitiría solucionar sus necesidades con mayor presteza y aún menos costo comparado con las innovaciones propuestas hasta ahora. Tanto esta posibilidad de desarrollo académico como la posibilidad de aportar a la solución de la apremiante necesidad socioeconómica de estos pacientes,

---

<sup>14</sup> DANE. Demografía y población. <https://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/demografia-y-poblacion>

<sup>15</sup> MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL. Sala situacional de Personas con Discapacidad. 2015

en línea con la vocación social de la Facultad Tecnológica de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas y su tradición de promover la educación asequible e inclusiva, cimientan la pertinencia de llevar a cabo un proyecto de esta naturaleza.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GENERAL:**

- Desarrollar un aplicativo software que parametrize de acuerdo a las características antropométricos del paciente un diseño de prótesis de mano infantil.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:**

- Aplicar una metodología para el desarrollo de la aplicación de software basada en la antropometría de cada paciente.
- Por medio de la metodología desarrollada, dar un diseño de prótesis de mano el cual cumpla con los parámetros antropométricos de la literatura presentada para el consumidor final.
- Determinar mediante análisis de elementos finitos las alternativas de materiales y geometrías adecuados para el diseño.
- Realizar un análisis económico del diseño con respecto a diseños y materiales tradicionales en el mercado.

### 3. MARCO TEORICO

#### 3.1 SISTEMAS PROSTÉTICOS MANUALES

##### 3.1.1 Sistemas Pasivos o Prótesis Estética

Prótesis sin elementos móviles, busca únicamente recuperar parcialmente la imagen del paciente. Dependiendo del material puede ser la de fabricación más sencilla. Proporciona una ayuda mínima en la actividad motriz del paciente.

##### 3.1.2 Sistemas Activos

Toda prótesis artificial activa necesita una fuente de energía de donde tomar su fuerza; un sistema de transmisión de esta fuerza; un sistema de mando o acción y un dispositivo prensor. En la elección de las prótesis a utilizar desempeña un papel trascendental el nivel de amputación o el tipo de displasia de que se trate<sup>16</sup>.

##### 3.1.2.1 Prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas son sistemas diseñados con el fin de realizar un movimiento de apertura y cierre voluntarios con los cuales se busca dar al usuario cierta facilidad de accionamiento por medio de correas y sujetadores que se acomodan por medio del hombro y el pecho hasta llegar al brazo, adaptados con resortes, todo esto con el fin de que el cierre de la piza tenga algún grado de agarre con el cual se puedan movilizar objetos, el problema radica en su falta de avance al momento de querer tomar objetos con formas no congruentes con la de la pinza además de que estos son recubiertos de diversas capas con el fin de darles apariencias más comunes y menos discriminantes para sus usuarios.

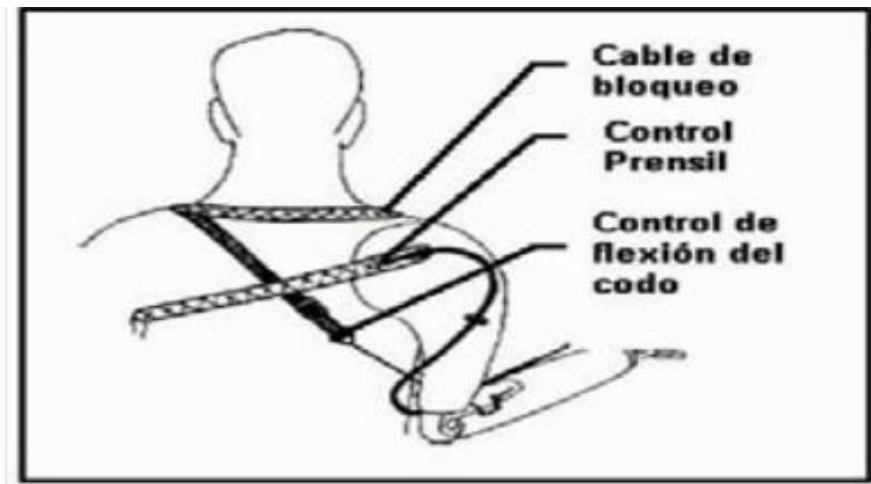
El tamaño, forma y diseño de estas prótesis es muy variable debido a que los usuarios han de ser catalogados dependiendo de la disponibilidad de movimiento que cuenten, es decir, si pueden realizar un movimiento relacionado con el fin de expandir el pecho<sup>17</sup>, cambiar la elevación del hombro y realizar una flexión.

---

<sup>16</sup> ZAMBUDIO, RAMÓN. Prótesis, Ortesis y Ayudas Técnicas. Elsevier España. 2009

<sup>17</sup> Prótesis de Miembros Superiores Mecánicas - Híbridas – Mioeléctricas Dr. Carlos Arce G. Lima-Perú (enero 2005)

Figura 2: Elementos constitutivos de una prótesis mecánica tomada de <http://www.arcesw.com/pms1.htm>



En el caso de las prótesis de mano, pueden ser de alguno de los siguientes tipos:

- Prótesis mecánica fija. Prótesis sin elementos móviles, provista de una herramienta potencialmente intercambiable, comúnmente una de uso general como un garfio. Proporciona una recuperación parcial de las funciones motrices perdidas, pero afectando notablemente la estética del paciente, pudiendo llegar a generar incluso más marginación que un miembro amputado.

Figura 3. Accesorios intercambiables para conducir, pescar, corte y alimentación. Tomado de <http://hosmer.com/products/PDFs/Fillauer%20Product%20Catalog.pdf>



- Prótesis de pinza simple: Consiste en una herramienta de pinza con un solo grado de libertad; incrementa notablemente la recuperación de funciones motrices

perdidas. En cuanto a su apariencia tiene las mismas desventajas que que las prótesis mecánicas fijas.

*Figura 4. Prótesis infantil de pinza simple UCLA CAPP. Tomado de <http://www.medicaexpo.com/prod/fillaer/product-74954-466556.html>*



- Prótesis de agarre simple: Primer paso verdadero en la integración de soluciones motrices y estéticas. Por lo tanto cuentan con mayor números de piezas. Su forma simula la forma de la mano, con la pieza principal en el lugar de la palma, y su mecanismo permite un movimiento de agarre. Las falanges proximal y distal del pulgar son imitadas por piezas correspondientes a cada una, articuladas a través de un pasador para efectuar el movimiento de flexión/extensión<sup>18</sup>. Una pieza completa correspondiente a las falanges proximales de los demás dedos, unida a la palma mediante una bisagra equivalente a la articulación metacarpofalángica. Otra pieza única ocupa el lugar de las falanges medias y distales unida a la pieza anterior con otra bisagra.

---

<sup>18</sup> Passive prosthetic hands and tools: A literature review Bartjan Maat, Gerwin Smit, Dick Plettenburg and Paul Breedveld



Figura 5. Prótesis de agarre simple Dorrance 400 versión masculina. Tomado de <http://fillauer.com/Upper-Extremity-Prosthetics/body-powered-systems/hands-and-gloves/male-hands/male-dorrance-mechanical-hand.html>



- Prótesis de agarre con dedos separados: Un paso adelante respecto a la prótesis de agarre simple: En lugar de piezas únicas, las falanges de cada dedo son independientes, pero se modelan las falanges medias y distales como una sola pieza. Aunque los dedos sean piezas independientes, se mueven conjuntamente tal como en la prótesis de agarre simple, pero su apariencia, siendo distintivamente artificial, es la que provee el aspecto más reminiscente de una mano real en el grupo las prótesis activadas exclusivamente de forma mecánica.

Figura 6. Prótesis de agarre con dedos separados Raptor Reloaded (Enabling the Future, 2015). Tomado de Design and Development of an Upper Limb Prosthesis Vanessa Mariana Alves Carvalho Lopes



- Prótesis de agarre con dedos separados y distribuidor de tensión: Incluye un mecanismo sencillo de distribución de tensión en los tendones, que le permite a los dedos adaptarse a formas irregulares en lugar de cerrarlos todos al mismo tiempo.

Figura 7. Prótesis de agarre con dedos separados y distribución de tensión Talon hand. Tomado de Design and Development of an Upper Limb Prosthesis



### 3.1.2.2 PRÓTESIS ELÉCTRICAS

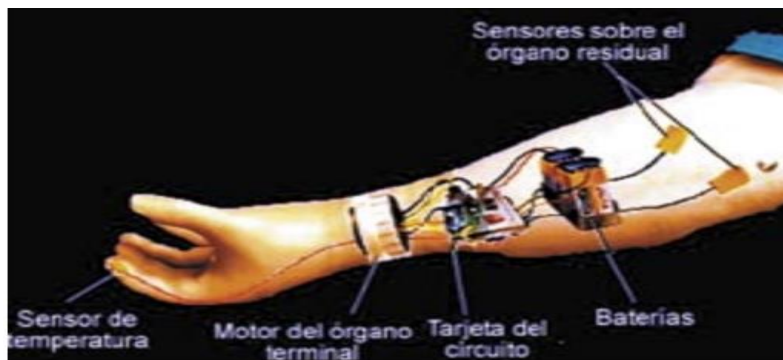
Las prótesis eléctricas son dispositivos con los que se busca realizar las tareas del movimiento de la mano con la que ya no se cuenta, mediante motores eléctricos los cuales están unidos a baterías y servomotores, los cuales realizan estas funciones por medio de controles en forma de pulsadores, botones o palancas con las cuales se efectúa la puesta en marcha de estos dispositivos. Se usa un socket que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando la suspensión de éste por una succión. Para este tipo de

prótesis se considera que cuenta con múltiples desventajas más allá de su notable uso debido a la facilidad de daños que pueden presentarse por sus piezas eléctricas, peso excesivo y costos de mantenimiento.

### 3.1.2.3 PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS

Las prótesis mioeléctricas son prótesis eléctricas controladas por medio de un poder externo mioeléctrico, estas prótesis son hoy en día el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación. Sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación.

Figura 8: Configuración básica de una prótesis mioeléctrica. Tomado de [https://www.researchgate.net/figure/fig5\\_228438883](https://www.researchgate.net/figure/fig5_228438883)



Los controles mioeléctricos son esquemas de control que se basan en el funcionamiento del cuerpo humano ya que los mismos músculos al contraerse generan una pequeña señal eléctrica siendo de entre 5 a 20  $\mu\text{V}$  con los cuales lo que se quiere es obtener una señal con la cual el resto del sistema obtenga su orden de funcionamiento y así realizar las tareas para las cuales están diseñadas.

Para este tipo de prótesis es necesario el uso de diversos sensores los cuales reconocerán los impulsos de cuerpo y de esta manera habilitar o deshabilitar las funciones de cada una de las partes como el codo o la muñeca. A estas señales se le da el nombre de señal EMG las cuales deben ser captadas y amplificadas para su propósito, estas prótesis mioeléctricas cuentan con baterías que representan una carga adicional lo cual lleva a la idea de ser un artículo muy moderno, pero a su vez presenta una gran dificultad para el usuario siendo esta de los costos más elevados que se puede dar para una prótesis, adicional esta nos muestra que es muy aceptada y útil dentro de cualquier aspecto social.

## **3.2 IMPRESORAS 3D**

### **3.2.1 HISTORIA**

El inicio de la impresión 3D se remonta a 1976, cuando se inventó la impresora de inyección de tinta. Desde entonces, la tecnología ha evolucionado para pasar de la impresión con tinta a la impresión con materiales, y la impresión 3D ha sufrido cambios durante décadas en diferentes ramas de la industria. Empezando desde el invento de la estereolitografía en 1984 por Charles Hull<sup>19</sup> quien después la patenta y crea su propia empresa, ya en 1993 el MIT desarrolla la impresión 3d por inyección de aquí en adelante todas las aplicaciones se hacen mucho más evidentes dando saltos sorprendentes en pocos años tomando todo tipo de áreas de investigación desde la ingeniería hasta la medicina.

### **3.2.2 TIPOS DE IMPRESORAS 3D**

- Modelado por deposición fundida (FDM)
- Estereolitografía (SLA)
- Procesamiento digital de luz (DLP)
- Sinterizado selectivo por láser (SLS)
- Fusión selectiva por láser (SLM)
- Fusión por haz de electrones (EBM)
- Fabricación mediante laminado de objetos (LOM)
- Inyección de aglutinante (BJ)
- Inyección de material (MJ) / Moldeo a la cera perdida

## **3.3 MATERIAL**

Los materiales para las impresiones en 3d son tan variados como los tipos de impresoras que existe, pero para el propósito de una impresión la cual será cumplir con diversas restricciones mecánicas y técnicas para las prótesis que se producirán para este se ha elegido un material en específico ya que cumple con los diversos propósitos para lo que se tiene planeado, este material es el ABS.

---

<sup>19</sup> Notas del futuro “historia de la impresión 3d”

### 3.3.1 ABS

El ABS es el nombre dado a una familia de termoplásticos. Se enmarca dentro del grupo de plásticos de ingeniería, debido a que es un plástico cuya elaboración y procesamiento es más complejo que los plásticos comunes. El acrónimo deriva de los tres monómeros utilizados para producirlo<sup>20</sup>: acrilonitrilo, butadieno y estireno. Este terpolímero, al estar compuesto de tres bloques los cuales cumplen cada uno una función, Los bloques de acrilonitrilo proporcionan rigidez, resistencia a ataques químicos y estabilidad a alta temperatura así como dureza. Los bloques de butadieno, que es un elastómero, proporcionan tenacidad a cualquier temperatura. Esto es especialmente interesante para ambientes fríos, en los cuales otros plásticos se vuelven quebradizos y por último el bloque de estireno aporta resistencia mecánica y rigidez. Esta mezcla de propiedades, llamada sinergia, indica que el producto final contiene mejores propiedades que la suma de ellos. Para mejorar sus propiedades se fueron incorporando modificaciones en el proceso. El más exitoso de estos consistió en la polimerización del acrilonitrilo-estireno en presencia del caucho. El caucho en un principio tenía un alto contenido en acrilonitrilo y fueron reemplazados por otros con bajo contenido como el polibutadieno, el caucho natural, el caucho estireno butadieno y elastómeros acrílicos.

Tabla 1 propiedades cuantitativas ABS. Tomado de Morton DH – Jones. Procesamiento de plásticos. 1999

Propiedades	Método ASTM	Unidad	Grados de ABS			
			Alto impacto	Impacto medio	Bajo Impacto	Resistent e al calor
<b>Mecánicas a 23°C</b>						
Resistencia al impacto, prueba Izod	D2546	J / m	375-640	215-375	105-215	105-320
Resistencia a la tensión	D638	Kg / mm <sup>2</sup>	3,3 - 4,2	4,2-4,9	4,2-5,3	4,2-5,3
elongación	D638	%	15-70	10-50	5-30	5-20
Módulo de tensión	D638		173-214	214-255	214-265	214-265
Dureza	D785	HRC (Rockwell)	88-90	95-105	105-110	105-110
Peso específico	D792		1,02-1,04	1,04-1,05	1,05-1,07	1,04-1,06
<b>Térmicas</b>						
Coefficiente de expansión térmica	D696	X 10 <sup>5</sup> cm / cm* °C	9,5-11,0	7,0-8,8	7,0-8,2	6,5-9,3
Distorsión por calor	D648	°C a 18,4 Kg /cm <sup>2</sup>	93-99	96-102	96-104	102-112

<sup>20</sup> Procesamiento de Plásticos de D.H. Morton – Jones 20/10/1999

#### 4. METODOLOGÍA

La metodología que se siguió durante el proceso de este proyecto se eligió una metodología cuantitativa mediante la cual se desarrollarán procesos de transformación de elementos por medio de conocimientos cuantificables por pasos, desde la recopilación de datos, el análisis de las estadísticas y diseño; este es un referente conceptual que le da al investigador una perspectiva del problema dando una construcción lógica de conceptos<sup>21</sup> necesarios para la interpretación de los resultados, se centró en el diseño de los modelos parametrizados por un software para la realización de prótesis de mano en niños y niñas de entre 5 a 10 años, para esto usamos el enfoque orientado a objetos, en la cual se basa el desarrollo de algunas aplicaciones de software con la cual se busca optimizar los desarrollos de cada aplicación por medio de cada uno de los aspectos mediante los cuales se define. Para ello llevamos a cabo las siguientes etapas de desarrollo: en primer lugar se encuentra el análisis de la aplicación que se desarrolló siempre con una visión muy práctica del porqué de esta aplicación con una visualización muy enfocada a la persona con el fin de ser lo más útil posible para el usuario final, seguido de su diseño, para ello se tomó como matriz el programa en el cual se pueden priorizar los datos para lograr una parametrización de éstos sin que presente demasiada información innecesaria que genere una cortina de humo para el objetivo final, y por último el desarrollo de ésta, que fue realizado permitiendo obtener una mejor representación del mundo y de los requerimientos particulares de la aplicación en dicho uso.

Con los programas seleccionados, se procedió a digitalizar las bases de datos antropométricos infantiles correspondientes a Colombia. Paralelamente se inició el diseño de la prótesis de mano básica en el software CAD, partiendo de los requerimientos ya delineados en la literatura, optimizándolo dimensionalmente y manteniendo presentes los parámetros que fueron enlazados a la base de datos mediante el software de programación. Creado el programa de enlace, se le sometió a pruebas para generar diseños personalizados según valores tomados de las bases de datos, analizando cómo responde el diseño básico a las modificaciones dimensionales.

---

<sup>21</sup> Metodología de la investigación cuantitativa y cualitativa, Carlos Arturo Monje, Universidad Surcolombiana Neiva 2011

## 5. RECOPIACION DE DATOS

Los datos necesarios para el desarrollo de un software el cual sea capaz de dar los parámetros para la conformación de una prótesis de mano para infantes son de una gran diversidad de campos, ya que para este tipo de prótesis es necesario conocer el público al que éste va dirigido, cuál es la necesidad que existe de este tipo de prótesis, la aceptación que tendría, el costo que éste tendría y la facilidad para su procesamiento y entrega al usuario final, es por esta razón que se ha iniciado este análisis con los estudios antropométricos, estadísticos, mecánicos y de diseño con los cuales conllevaron al desarrollo de dicho software.

### 5.1 ANTROPOMETRÍA

En acuerdo con los objetivos del proyecto, uno de los fundamentos del mismo es la posibilidad de adaptar rápidamente la prótesis a la talla de cada paciente. Entre los modelos de libre divulgación de la iniciativa e-nable el ajuste de las dimensiones se deja a cargo del personal calificado que asuma la iniciativa de proporcionar la prótesis a quien la necesite. Este personal debe tener por lo menos conocimientos básicos de manejo de programas CAD o modelado 3D y tener manejo del inglés para seguir las instrucciones<sup>22</sup>. El dispositivo *UnLimbited arm* ha sido publicado con un aplicativo web que permite personalizar las dimensiones de sus componentes. Pero este aplicativo está basado en tablas antropométricas generadas con mediciones tomadas de muestras poblacionales estadounidenses. Así pues, antes de crear tanto un diseño como un aplicativo que sean asequible a la población colombiana, era necesario adquirir la información para que el diseño realmente se adecuara a esta población. Avila-Chaurand, Prado-León y González-Muñoz (2001-2007) y Ruiz Ortiz (2001) han compilado una detallada base de datos antropométricos de poblaciones latinoamericanas y colombianas, con información adicional más completa en el rango de cinco a diez años de edad. De estos datos hemos seleccionado los que permiten asignar el tamaño de la prótesis según la edad y talla del paciente:

---

<sup>22</sup> E-NABLE DEVICE SIZING (2018). <http://enablingthefuture.org/resources-2/e-nable-device-sizing/>.

*TABLA 2 Parámetros antropométricos tenidos en cuenta para el aplicativo. Tomado de Avila-Chaurand Rosalio, Prado-León Lilia R. y González-Muñoz Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana. Universidad de Guadalajara. 2007*

Sexo	Edad	Peso			Estatura			Perímetro de agarre (mano)(diámetro)		
		mínimo	máximo	promedio	mínimo	máximo	promedio	mínimo	máximo	promedio
MASCULINO	5	15	29	19.6	98.9	115.5	106.8	1.8	3.5	2.8
MASCULINO	6	19	34	23.2	107.5	121	114	2	3.7	2.8
MASCULINO	7	18	33	22.4	111.8	131	118.7	2.5	3.5	2.9
MASCULINO	8	18	43	25.5	111.2	141	125.7	2.5	4	3.1
MASCULINO	9	20	44	26.4	118.7	145.5	127.4	2	3.5	2.9
MASCULINO	10	22	43	30.8	124.8	152	134.2	2.2	3.5	3
FEMENINO	5	15	24	18.4	98.9	113	105.9	1.5	4	2.6
FEMENINO	6	17	26	20.9	103	124.2	112.1	2.2	4	3
FEMENINO	7	18	30	22.4	112	136	120.2	2.5	3.7	2.9
FEMENINO	8	18	35	24.4	113.3	135.5	124.6	2.5	3.5	3
FEMENINO	9	20	40	27.2	119	144	128.3	2.4	3.5	3
FEMENINO	10	24	45	33.2	122	145	135.7	2.5	3.5	3.1

Sexo	Edad	Ancho metacarpial			Largo mano			Largo palma		
		mínimo	máximo	promedio	mínimo	máximo	promedio	mínimo	máximo	promedio
MASCULINO	5	3.8	5.9	5.2	9.2	12.8	11.2	5	7.2	6.3
MASCULINO	6	5.4	7.3	6.5	9,5	14	12.8	5,8	8.2	7.2
MASCULINO	7	5.3	7.3	6.2	11,5	14	12.8	5,9	8.3	7.2
MASCULINO	8	5.5	6.9	6.2	11,9	15.7	13.6	6,3	8.9	7.6
MASCULINO	9	5.5	6.1	9.6	12,5	16.3	13.8	6,8	8.6	7.6
MASCULINO	10	5	7.5	6.6	12,5	16.8	15.1	6,7	9.1	8.1
FEMENINO	5	5	6.6	5.5	10.4	12.8	11.5	4.2	7.2	6.4
FEMENINO	6	5.2	7.3	6.3	11	14	12.4	6.3	7.5	6.8
FEMENINO	7	5.2	7.7	5.9	11.9	14.5	13.1	6.5	8.4	7.3
FEMENINO	8	5.1	6.6	5.9	12	14.6	13.3	6.4	9	7.5
FEMENINO	9	5.5	7.1	6.3	12.3	17.8	14.4	6.8	8.8	7.7
FEMENINO	10	5.9	7.2	6.6	13.6	16.9	15.6	6.9	9.1	8.1

Los datos de las tablas de antropometría con los que contamos con información más detallada determinan el público al que el proyecto está dirigido, el cual será la población infantil colombiana entre 5 y 10 años con pérdida o discapacidad en las extremidades superiores por debajo de la articulación de la radiocarpiana, para que tenga facilidad de movimiento en una o en ambas extremidades superiores en las cuales sea conveniente el montaje de esta prótesis. Así contamos con un punto de partida al momento de decidir

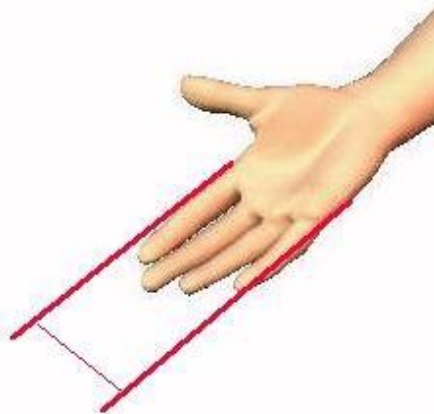


quién es el usuario final, y a partir de acá se compararon con los datos de los usuarios de acuerdo a sexo, edad, peso y estatura, de los cuales se decantaron las medidas dadas por las tablas para las siguientes proyecciones en el área afectada:

#### 5.1.1 Ancho metacarpal

- Referencia anatómica: protuberancia distallateral del metacarpo dos y protuberancia distal medial del metacarpo cinco.
- Definición: es la distancia máxima medida desde las protuberancias distales de los metacarpos dos y cinco.
- Recomendaciones técnicas: dorso de la mano derecha con la palma de la mano mirando hacia arriba, los dedos en extensión y relajados, el dedo pulgar abducido; el instrumento se coloca formando un ángulo de 45 grados con el eje principal de la mano.

Figura 9. Ancho metacarpal. Tomado de <http://lmscdesign.blogspot.com/2013/02/proyecto-grupal-1.html>

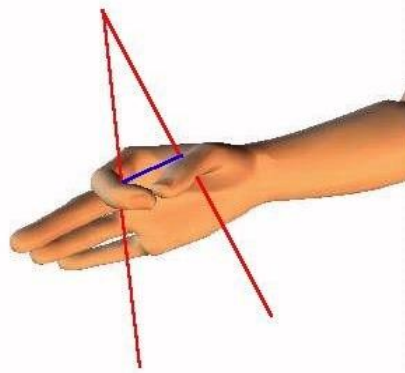


#### 5.1.2 Perímetro de agarre (mano)

- Referencia anatómica: perímetro obtenido juntando las puntas de los dedos pulgar e índice de la mano derecha.

- Definición: se mide empleando un cono que posee una escala a lo largo de su altura, deslizando la mano con los dedos pulgar e índice juntos hasta llegar al tope.
- Recomendaciones técnicas: tanto el brazo como las manos deben estar relajados.

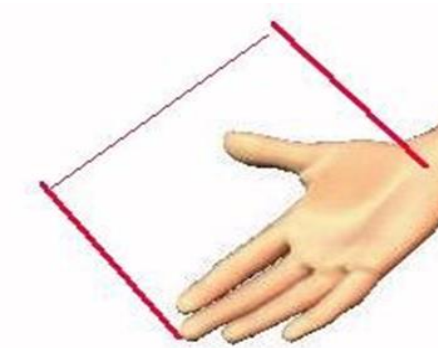
Figura 10. Perímetro de agarre. Tomado de <http://lmscdesign.blogspot.com/2013/02/proyecto-grupal-1.html>



### 5.1.3 Largo mano

- Referencia anatómica: proyección a la parte media de la muñeca del extremo de la apófisis estiloides del radio hasta la parte distal del dedo medio de la mano derecha.
- Definición: es la distancia medida entre la muñeca y la parte más distal del dedo medio de la mano.
- Recomendaciones técnicas: la mano debe estar estirada, los dedos juntos y quietos, la parte anterior de las ramas del paquímetro hacen un suave contacto con los puntos de referencia.

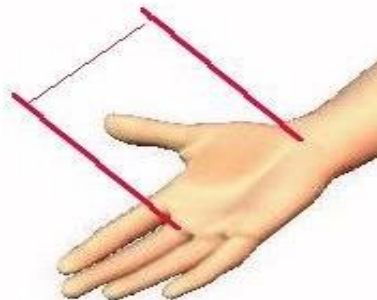
Figura 11. Largo mano .Tomado de <http://lmscdesign.blogspot.com/2013/02/proyecto-grupal-1.html>



#### 5.1.4 Largo palma

- Referencia anatómica: proyección a la parte media de la muñeca del extremo de la apófisis estiloide del radio hasta la base de los dedos dos y tres en los metacarpos.
- Definición: es la distancia medida entre la muñeca y la unión de los dedos dos y tres de la mano derecha.
- Recomendaciones técnicas: la mano debe estar estirada y los dedos, unidos.

Figura 12. Largo palma. Tomado de <http://lmscdesign.blogspot.com/2013/02/proyecto-grupal-1.html>



## 5.2 ESTADÍSTICA

A continuación, se procedió a realizar una pequeña encuesta sobre lo útil que puede ser este tipo de prótesis en el común de un niño con este tipo de discapacidad<sup>23</sup> y la respectiva reacción de sus padres respecto a ésta. Esta encuesta se llevó a cabo el día 29 de julio de 2017, en la cual se realiza una investigación del desarrollo de una prótesis, en el cual se busca conocer las preferencias respecto a los usos y medidas que puede presentar un diseño de este tipo de prótesis en niño(a) de corta edad. La encuesta se realizó a 20 personas las cuales son custodios de un menor, el cual coincide con las condiciones para optar por la prótesis a diseñar. Consistió en 8 preguntas en las cuales se solicitó a los encuestados que indicaran su calificación respecto a la importancia de cada pregunta sobre la prótesis, preguntas que se presentan para responderse de la siguiente manera: 1 siendo lo más positivo y 5 lo más negativo. Estas son las preguntas y los resultados de la encuesta, con los cuales determinamos los qué para la matriz QFD a través de la cual escogimos qué tipo de prótesis debíamos diseñar, lo cual se detalla en la sección 5.4.1.

- que sea duradero

1) 7    2)3    3)6    4)4    5)0

- que no sea doloroso

1) 0    2)3    3)6    4)8    5)3

- que sea de fácil instalación

1) 2    2)1    3)4    4)4    5)8

- que tenga un gran rango de usos

1) 0    2)0    3)5    4)6    5)9

---

<sup>23</sup> ADAPTIVE DEVICES IN YOUNG PEOPLE WITH UPPER LIMB REDUCTION DEFICIENCIES: USE AND SATISFACTION, Ecaterina Vasluian, MSc, Iris van Wijk, MD, PhD, Pieter U. Dijkstra, PhD, Journal Compilation © 2015 Foundation of Rehabilitation Information

- que sea de fácil interacción con el infante

1) 0    2)0    3)2    4)11    5)7

- que el costo sea moderado

1) 7    2)5    3)3    4)3    5)2

- que no sea objeto de discriminación

1) 0    2)0    3)3    4)5    5)12

- que no perjudique el desarrollo del infante

1) 0    2)2    3)2    4)8    5)8

### 5.3 SELECCIÓN DEL SOFTWARE

Para cumplir su objetivo principal, este proyecto debe generar dos resultados tangibles: un aplicativo de software que entregue al usuario un archivo que contenga un diseño de prótesis que se ajuste a sus necesidades, y el diseño mismo de la prótesis, que permita la interacción con el aplicativo de software y una fabricación aditiva. Tanto el aplicativo como el diseño deben crearse con herramientas informáticas, debido a su complejidad y a la naturaleza de su aprovechamiento por el usuario final. Existe una amplia oferta en el mercado de programas de diseño y de programación, comerciales y libres. Para seleccionar los que empleamos en este marco de posibilidades, sabíamos que debíamos buscar las opciones que satisficieran nuestros requerimientos con la mayor calidad posible; con este parámetro de selección, la herramienta indicada para la situación fue comparar nuestras opciones a través de una matriz QFD (QUALITY FUNCTION DEVELOPEMENT).

#### 5.3.1 Software de diseño.

El diseño de la prótesis debe crearse en un software de diseño mecánico asistido por computador (CAD). Del abanico de posibilidades escogimos cinco productos que hemos manejado personalmente: Autodesk Inventor, Autodesk Autocad, Solid Edge, Siemens NX

y Solid Works. Para la matriz QFD de selección del software se determinaron los siguientes requisitos:

**Qués:**

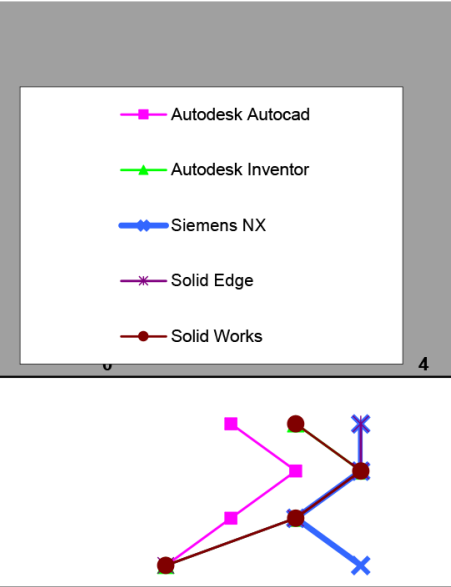
- Posibilitar el diseño de forma intuitiva y sencilla.
- Enlazar fácilmente con dispositivos de impresión 3D.
- Tener potencial de modificar el diseño según requerimientos futuros.
- Bajo Costo

**Cómos:**

- Interfaz gráfica de diseño 3D
- Modelado 3D de tipo paramétrico.
- Habilidad de exportar archivos en formato STL.
- Módulo de impresión 3D o enlace directo a una aplicación con esa función.
- Facilidad de ensamble de piezas individuales y edición de modelos desde el ensamble.
- Licencia libre o poseída por parte de la Universidad

TABLA 3 Matriz QFD de selección de Software de diseño

Row #	Peso relativo	Weight / Importance	QUES	CÓMOS											
				1	2	3	4	5	6	Autodesk Autocad	Autodesk Inventor	Siemens NX	Solid Edge	Solid Works	
				Interfaz gráfica de diseño 3D	Modelado 3D de tipo paramétrico	Habilidad de exportar archivos en formato STL	Módulo de impresión 3D o enlace directo a una aplicación con esa función	Facilidad de ensamble de piezas individuales y edición de modelos desde el ensamble.	Licencia libre o poseída por parte de la Universidad)	Autodesk Autocad	Autodesk Inventor	Siemens NX	Solid Edge	Solid Works	
1	25,8	8,0	Posibilitar el diseño de forma intuitiva y sencilla	⊖	⊖	▲	▲	⊖		3	4	5	5	4	
2	22,6	7,0	Enlazar fácilmente con dispositivos de impresión 3D	○	▲	⊖	⊖	▲		4	5	5	5	5	
3	19,4	6,0	Potencial de modificar el diseño según requerimientos futuros	○	⊖	○	○	○		3	4	4	4	4	
4	32,3	10,0	Bajo Costo	▲	▲	▲	○		⊖	2	2	5	2	2	
<b>Peso/Importancia</b>				390,3	461,3	319,4	383,9	312,9	290,3						
<b>Peso Relativo</b>				18,1	21,4	14,8	17,8	14,5	13,5						



Tal como se aprecia en la tabla 3, en el mercado actual las empresas de software de ingeniería ofrecen soluciones muy competentes para diversos problemas, y a menos que se tuviera un requerimiento sumamente específico respecto al software, la decisión final es influenciada principalmente por factores económicos, y por esta razón Siemens NX, que cumple adecuadamente los requerimientos para diseñar el prototipo de la prótesis, por como se muestra en el qfd es el sistema el cual cumple en mayor medida las condiciones que se seleccionaron en QUE VS COMO, y adicionalmente se seleccionó por su ventaja de contar con licencias en los laboratorios de la Facultad Tecnológica, lo cual permite su validación a nivel internacional.

### 5.3.2. Software de programación

Para la programación del aplicativo no solo se contaba con las opciones de diferentes programas, también con las opciones de diferentes lenguajes de programación. Ya que nuestras nociones de programación solo eran básicas el inicio del proyecto, los programas a considerar no se decantaron a partir de experiencia propia, sino a su disponibilidad en las instalaciones de la Facultad Tecnológica. En la matriz QFD de QUE VS COMO de selección del software de programación del aplicativo se determinaron los siguientes requisitos, para completar la interacción con el cliente y el diseño aunque en estos días todo esto va mas allá tomando en cuenta las necesidades de los clientes y por otro lado adicionalmente se toma muy en cuenta el factor comercial, este último es más para enfocar como los clientes<sup>24</sup> pueden ver el producto de una forma muy técnica lo cual no sería beneficioso en el punto de querer inclinarse por este tipo de recursos para mejorar las discapacidades a las que necesitan una respuesta y por la tecnicidad de las cosas pueden estar alejándose, es por esta cantidad de razones por las que la tabla se compone de las siguientes preguntas:

#### **Qués:**

- El usuario.
- Lenguaje de programación sencilla.
- Fácil interacción con los archivos de los modelos de las piezas.

---

<sup>24</sup> Quality Function Deployment "Integrating Customer Requirements into Product Design" Yōji Akao, Portland, Oregón Año: Edición de 2004.



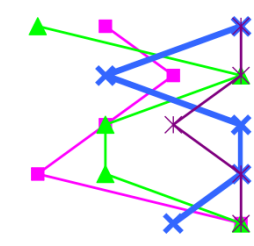
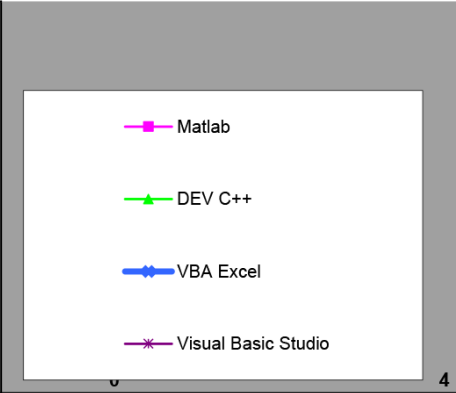
- Costo asequible.

**Cómos:**

- Facilidad de programación de interfaces de usuario gráficas
- El programa final no debe tener requerimientos avanzados para los equipos donde se ejecuta.

TABLA 4 Matriz QFD de selección de Software de programación del aplicativo

Row #	Peso relativo	Weight / Importance	QUES	1	2	3	4	5	6	Matlab	DEV C++	VBA Excel	Visual Basic Studio
			CÓMOS	Facilidad de programación de interfaces de usuario gráficas	El programa final no debe tener requerimientos avanzados para los equipos donde se ejecuta.	El software debe proveer la función de autocompletar código para reducir errores durante la programación.	El software debe permitir una interacción directa con el Sistema Operativo Windows.	El lenguaje de programación debe contar con abundante literatura de referencia.	Licencia libre o poseída por parte de la Universidad	Matlab	DEV C++	VBA Excel	Visual Basic Studio
1	19,5	8,0	Producir un aplicativo amigable con el usuario.	⊖	⊖		⊖	▲		3	2	5	5
2	17,1	7,0	Producir fácilmente un aplicativo compatible con los medios disponibles para el usuario		⊖		⊖	▲	○	4	5	3	5
3	22,0	9,0	Lenguaje de programación sencilla.			⊖		⊖		3	3	5	4
4	17,1	7,0	Fácil interacción con los archivos de los modelos de las piezas.	▲	▲		⊖			2	3	5	5
5	24,4	10,0	Costo asequible.		○				⊖	5	5	4	5
<b>Peso/Importancia</b>				192,7	419,5	197,6	482,9	234,1	270,7				
<b>Peso Relativo</b>				10,7	23,3	11,0	26,9	13,0	15,1				



Como podemos evidenciar en la tabla 4, debemos tener en cuenta que para mejorar el entorno de el aplicativo a realizar, es muy importante tener en cuenta a la persona, la cual manejará este tipo de aplicación es decir en el momento que quisiéramos dar esta tarea a una persona profesional seguirían aumentando y aumentando los costos de producción de ahí que uno de los puntos importantes es la familiaridad que se le pueda dar a éste y sea manejable por personal con la capacitación ideal para este tipo de trabajos con este orden de ideas el QFD nos permite ver las diversas falencias con las que se cuenta y las opciones para minimizarlas.

En este caso el factor más importante no es el costo, pues la universidad cuenta con licencias para los programas mencionados. El factor determinante fue la interactividad con Windows, en el que Visual Basic Studio lleva la delantera por ser también un producto de Microsoft, y porque sus aplicativos emplean la misma interfaz con la que los usuarios ya están familiarizados.

#### **5.4 DISEÑO**

Habiéndose determinado las herramientas informáticas con las cuales desarrollaríamos el proyecto, iniciamos el proceso de diseño de la prótesis como tal. El primer paso en este proceso fue el diseño básico de las piezas de las que está compuesta con este fin se toman como referencia en el diseño diversas radiografías de un individuo de 7 años para completar las todas las dimensiones necesarias en torno al modelamiento de las prótesis<sup>25</sup> y adicionalmente para las cambios que sufriría por la edad se decide optar por los valores que se tienen en las tablas e interpolar las dimensiones entre estos, para la determinación del tipo de prótesis que se iba a fabricar, para tener una idea clara de cuántas y cuáles piezas debíamos diseñar. La idea central era buscar el mejor balance entre el mejoramiento de la calidad de vida para el paciente y la accesibilidad de la prótesis. Ya que tanto por costo como por el campo de la ingeniería en que se enmarcan, las prótesis mioeléctricas están por fuera de nuestra área de estudio, las opciones a comparar se tomaron de los ya mencionados tipos de prótesis mecánicas, junto a la prótesis estética. Como las diferencias entre los distintos tipos de prótesis son más determinantes en el producto final que el software con el que se haya diseñado, la lista de qué y cómo para la matriz QFD es más

---

<sup>25</sup> Design and Development of an Upper Limb Prosthesis Vanessa Mariana Alves Carvalho Lopes Thesis to obtain the Master of Science Degree in Biomedical Engineering, junio 2017

detallada, por estas razones es necesario tener en cuenta que es un producto que debe estar diseñado con calidad desde el principio, por eso mediante este QFD lo que se quiere en integrar toda la información disponible no solo de las personas afectadas que es lo más importante sino de todos los factores que influyen dentro de esto como la tecnología y el proceso productivo<sup>26</sup> que se le puede dar, por eso con nuestra metodología cuantitativa queremos solucionar todas las dudas que podrían surgirles a los potenciales clientes o usuarios de las características y funciones del producto, al igual que se aprovechan estos datos con el fin de influir de la mejor forma en el producto final, mediante este tipo de procedimientos llegamos a nuestra matriz:

**Qués:**

- Que sea duradero.
- Que no sea doloroso.
- Que sea de fácil instalación.
- Que tenga un gran rango de usos.
- Que sea de fácil interacción con el infante.
- Que el costo sea moderado
- Que no sea causante de discriminación
- Que no obstaculice el desarrollo del infante.

**Cómos:**

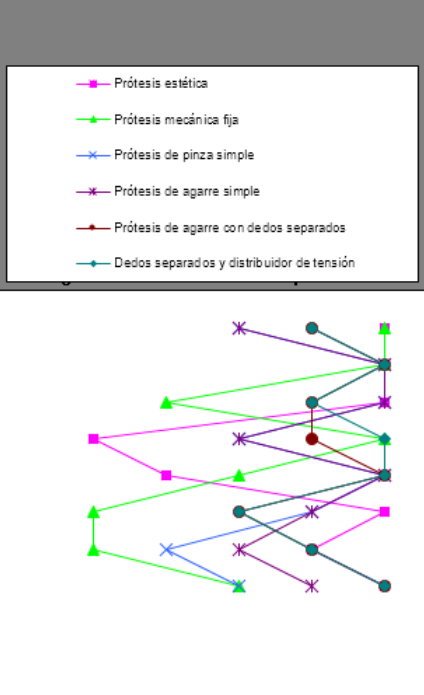
- Los componentes serán en material compatible con la prototipadora.
- El material será de calidad adecuada.
- Los diseños serán ergonómicos.
- El diseño debe ser adaptable dimensionalmente.
- Los materiales no deben imitar la flexibilidad de los movimientos del paciente.
- El diseño debe ser amigable con la estética del niño(a).
- La prótesis debe soportar el uso por parte de un niño pequeño.
- Los diseños deben estar personalizables a cada paciente.
- La prótesis debe ser de rápida manufactura.
- Los datos del diseño deben ingresarse de forma rápida y efectiva

---

<sup>26</sup> Despliegue de Funciones de Calidad (QFD): Integración de Necesidades del Cliente en el diseño del Producto, Yōji Akao, Madrid. 1993.

TABLA 5 Matriz QFD de selección de tipo de prótesis

Fila	Peso relativo	Peso/Importancia	QUES	CÓMOS															
				1	2	3	4	5	6	7	8	9	10						
				Los componentes serán en material compatible con la prototipadora	El material será de calidad adecuada	Los diseños serán ergonómicos	El diseño debe ser adaptable dimensionalmente	Los materiales no deben imitar la flexibilidad de los movimientos del paciente	El diseño debe ser amigable con la estética del niño(a)	La prótesis debe soportar el uso por parte de un niño pequeño	Los diseños deben estar personalizables a cada paciente	La prótesis debe ser de rápida manufactura	Los datos del diseño deben ingresarse de forma rápida y efectiva	Prótesis estética	Prótesis mecánica fija	Prótesis de pinza simple	Prótesis de agarre simple	Prótesis de agarre con dedos separados	Dedos separados y distribuidor de tensión
1	4,0	1,0	Que sea duradero	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	▲	⊙	▲	▲	▲	5	5	3	3	4	4
2	11,9	3,0	Que no sea doloroso	▲	▲	⊙	⊙	⊙	▲	▲	⊙	▲	▲	5	5	5	5	5	5
3	4,0	1,0	Que sea de fácil instalación	▲	⊙	⊙	⊙	⊙	▲	▲	⊙	⊙	⊙	5	2	5	5	4	4
4	11,9	3,0	Que tenga un gran rango de usos	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	▲	⊙	▲	▲	▲	1	5	3	3	4	5
5	19,8	5,0	Que sea de fácil interacción con el infante	▲	▲	⊙	⊙	⊙	▲	⊙	⊙	▲	▲	2	3	5	5	5	5
6	11,9	3,0	Que el costo sea moderado	⊙	⊙	⊙	▲	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	5	1	4	4	3	3
7	17,8	4,5	Que no sea causante de discriminación	▲	▲	⊙	⊙	▲	⊙	▲	▲	▲	▲	4	1	2	3	4	4
8	19,0	4,8	Que no obstaculice el desarrollo del infante	▲	▲	⊙	⊙	⊙	⊙	▲	⊙	▲	▲	5	3	3	4	5	5
9																			
10																			
			<b>Peso/Importancia</b>	250,2	258,1	698,4	710,3	572,7	417,8	360,9	631,2	155,3	226,5						
			<b>Peso Relativo</b>	5,8	6,0	16,3	16,6	13,4	9,8	8,4	14,7	3,6	5,3						



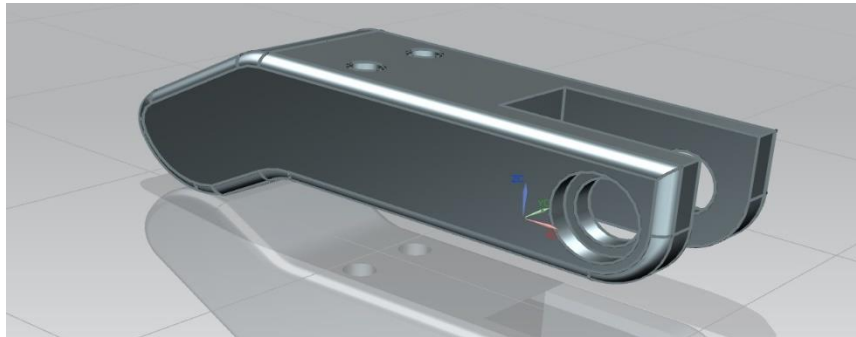
Gracias a nuestro modelo de decisión basado en la calidad del producto dependiendo de los factores cuantitativos conocidos y de los factores que podemos evidenciar dentro de nuestra encuesta y a los datos arrojados por el QFD tabla 5, llegamos a la conclusión que el tipo de prótesis más útil para nuestro modelo de desarrollo es el de dedos separados con distribución de tensión, y por esto se decide dar a conocer cada una de las partes con las que se ensamblará este tipo de prótesis, para así dar a conocer de una mejor manera los componentes de las prótesis que se fabricarán.

Los componentes de este modelo están dados de la siguiente manera:

#### 5.4.1 Falange distal

Este componente imita parcialmente la forma y función de las falanges medias y distales en una mano real. Teniendo en cuenta la limitada movilidad de la articulación entre estos dos huesos, se ha optado por modelarlos como una sola pieza en la prótesis, y buscando simplicidad, se emplea la misma parte en los cuatro últimos dedos, en lugar de modelar falanges para cada dedo individualmente. Por lo tanto, para cada prótesis son necesarias cuatro unidades.

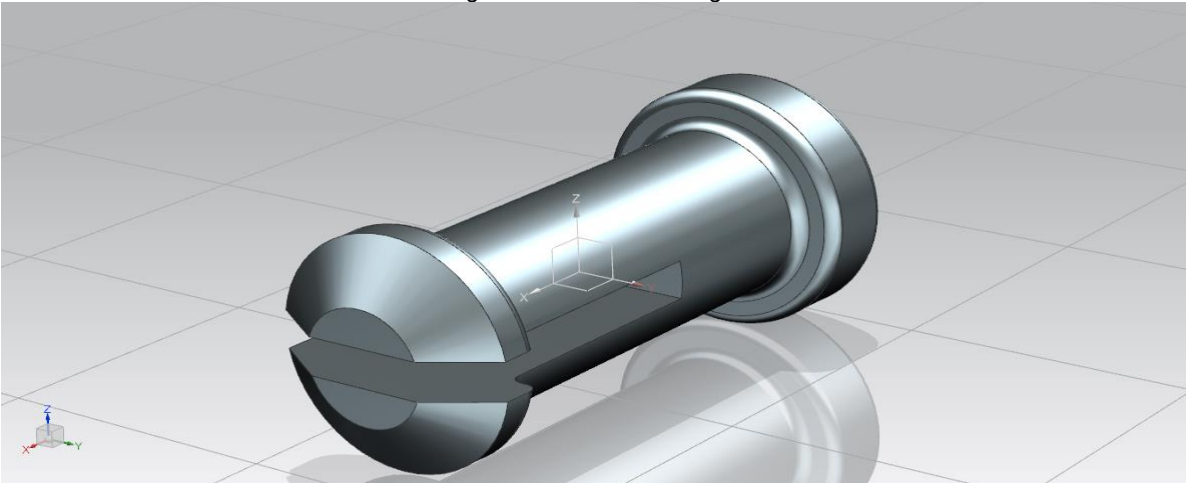
*Figura 13: Falange distal*



#### 5.4.2 Pasador de falange

Permite el movimiento entre la falange distal y la proximal. Para cada prótesis son necesarias cuatro unidades.

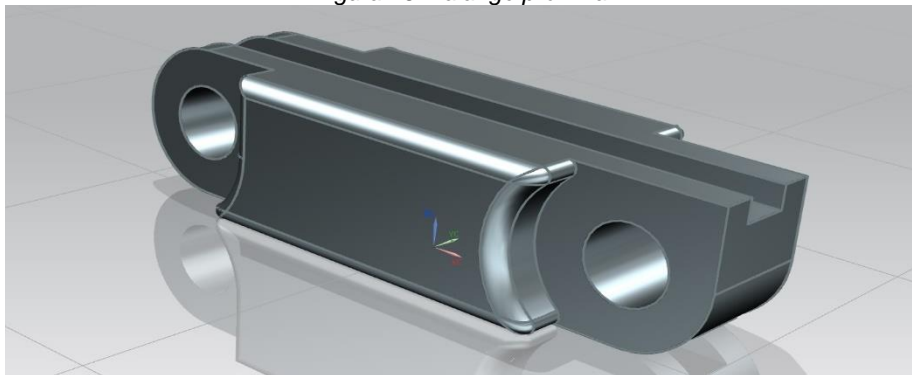
Figura 14: Pasador falange



#### 5.4.3 Falange proximal

Homóloga a la parte de la mano real con el mismo nombre. Al igual que la falange proximal, todas son iguales para mantener la sencillez del diseño. Para cada prótesis son necesarias cuatro unidades.

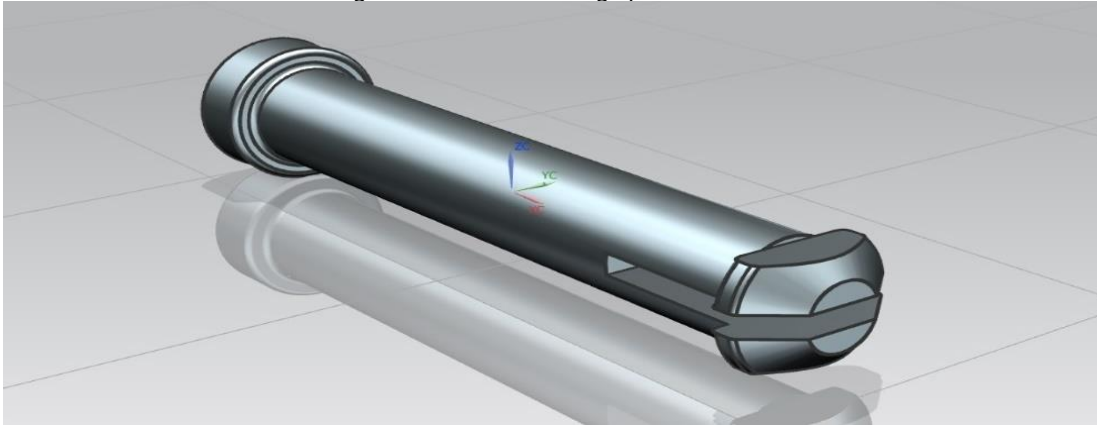
Figura 15: Falange proximal



#### 5.3.4 Pasadores falanges palma.

Ocupan el lugar de la articulación de los nudillos, permitiendo el movimiento entre las falanges proximales y la palma de la mano. A causa de la asimetría coronal de la mano, el pasador en el lado interior y exterior de la mano no son iguales. Para cada prótesis es necesario uno de cada lado.

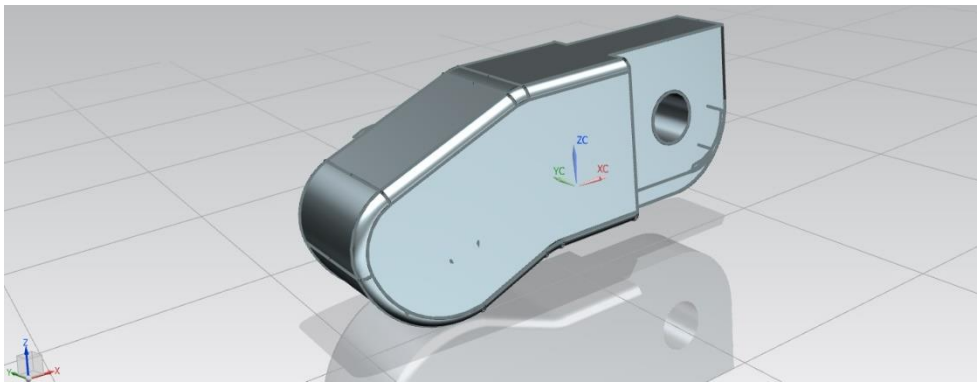
Figura 16: Pasador falange palma interno



#### 5.4.5 Pulgar

Mantenido como única pieza en aras de la simplicidad, cumple la función del dedo homónimo. Para cada prótesis solo es necesario una unidad.

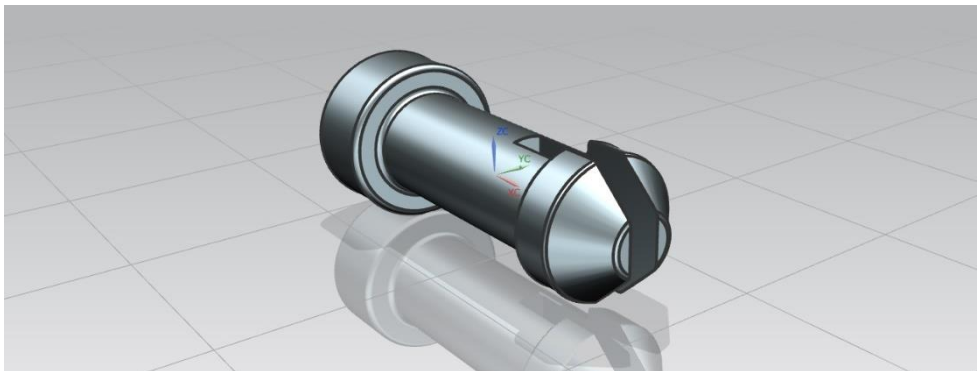
Figura 17: pulgar.



#### 5.4.6 Pasador de pulgar

Permite el movimiento entre el pulgar y la carcasa principal. Para cada prótesis solo es necesario una unidad.

Figura 18: pasador pulgar.

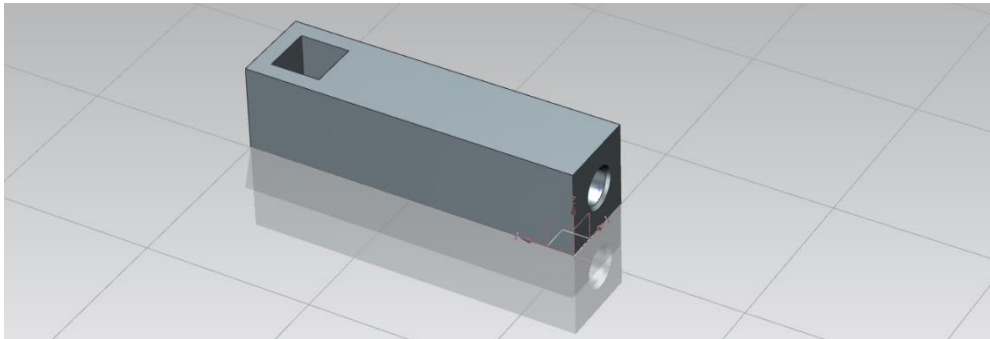




#### 5.4.7 Complementos cuadrados

Estos elementos son tensores graduables que actúan en la fibra polimérica no elastómera que transmite el movimiento y regula la posición de descanso de la prótesis. Se deslizan en los rieles de la carcasa secundaria y su posición se modifica con un tornillo. El complemento interno controla el pulgar y el complemento externo controla los dedos restantes. Para cada prótesis son necesarias dos unidades.

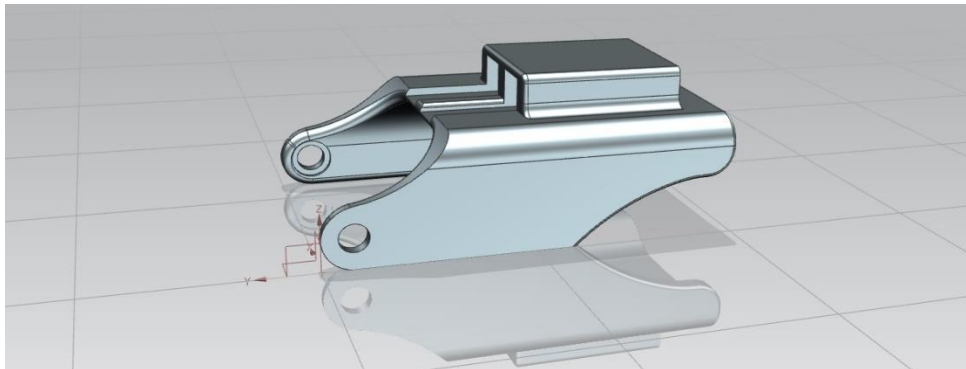
*Figura 19: Complemento cuadrado.*



#### 5.4.8 Carcasa secundaria

Acomoda los complementos cuadrados y fija la prótesis al antebrazo. Para cada prótesis solo es necesario una unidad.

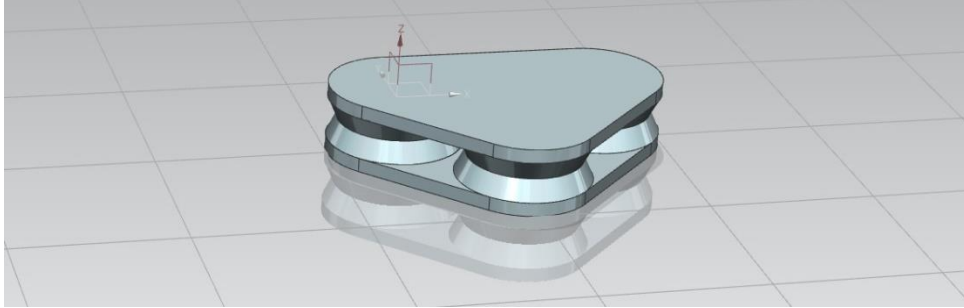
*Figura 20: Carcasa secundaria*



#### 5.4.9 Soporte central

Compensa las tensiones desiguales en los dedos para que los cinco trabajen independientemente y puedan ejercer presión independientemente sobre el objeto que se sostenga. Para cada prótesis solo es necesario una unidad.

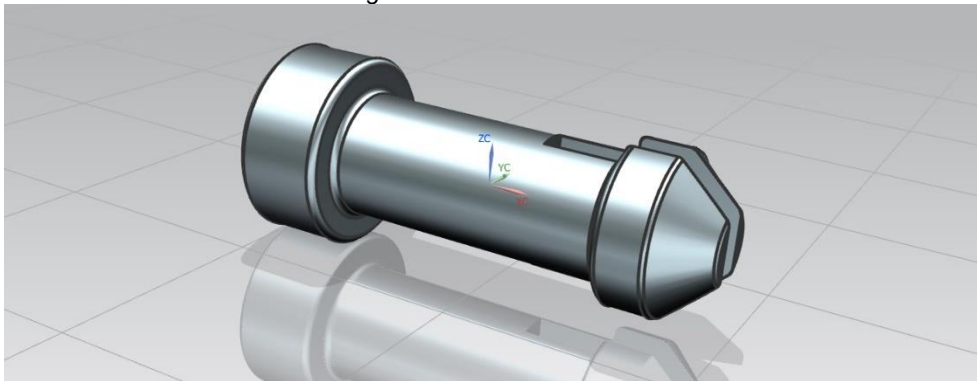
*Figura 21: Soporte central*



#### 5.4.10 Pasador muñeca

Cumple el papel de la articulación de la muñeca, permitiendo el movimiento entre las carcasas principal y secundaria. Para cada prótesis son necesarias dos unidades

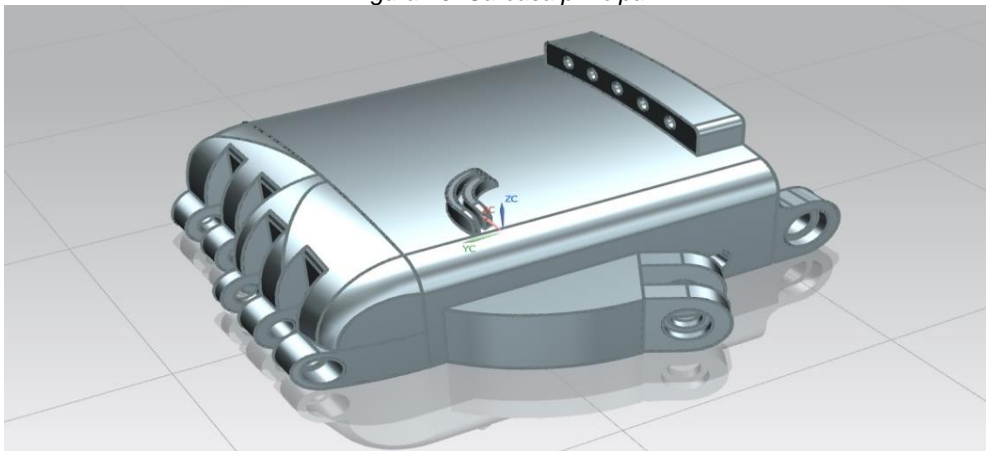
*Figura 22: Pasador muñeca*



#### 5.4.11 Carcasa principal

Acomoda la prótesis al muñón de la mano del paciente y es pieza central del ensamble, haciendo las veces de la muñeca de la mano. Para cada prótesis solo es necesario una unidad.

*Figura 23: Carcasa principal*



#### 5.4.12 Pasadores

Además del diseño de cada uno de los pasadores para definir su diámetro y la geometría necesaria para esta prótesis.

*Ecuación 1:*

$$D = \sqrt{\frac{4(A)}{\pi}}$$

D=diámetro pasador

A=área pasador

$\pi = 3.14$

*Ecuación 2:*

$$A = \frac{P1}{UTa}$$

A=área pasador

U= Tipo de union

*Ecuación 3:*

$$FS = \frac{T_y}{T_a}$$

Fs = factor de seguridad.

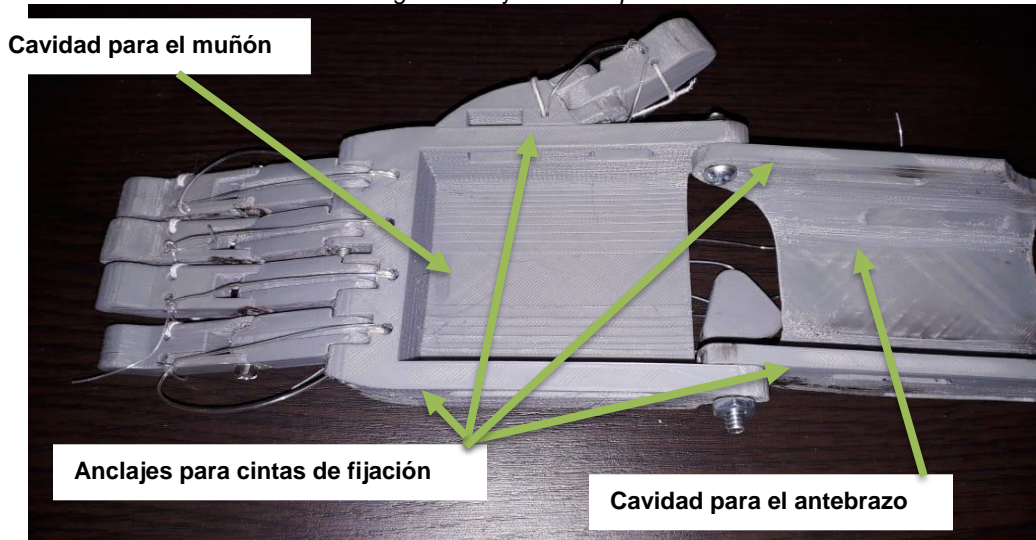
*Tabla 6 Diámetros pasadores*

<b>Pasador</b>	<b>Diametro</b>	<b>Tipo de union</b>	<b>Ty</b>	<b>Fs</b>	<b>Resistencia del pasador</b>
Pasador falange	5 mm	doble	79(Mpa)	2	4.819 N
pasador palma	5 mm	triple	79(Mpa)	2	7.309 N
pasador pulgar	5.5 mm	doble	79(Mpa)	2	5.89577 N
pasador muñeca	7 mm	simple	79(Mpa)	2	4.7756 N

## 5.5 FUNCIONAMIENTO

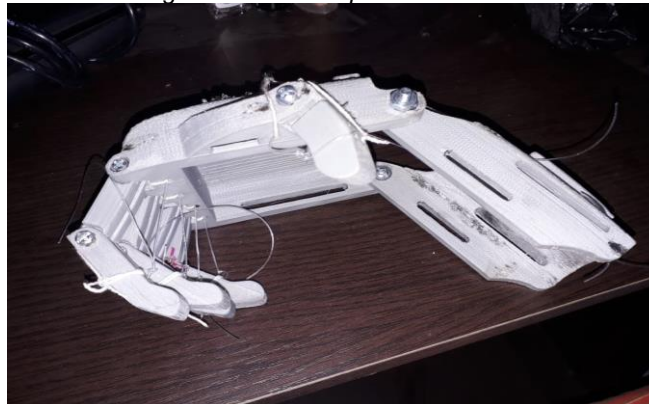
La prótesis debe portarse de forma que el muñón<sup>27</sup> de la mano del paciente entre en la cavidad de la carcasa principal, y el antebrazo sea rodeado dorsalmente por la carcasa secundaria. La articulación de la muñeca debe coincidir con la articulación entre la carcasa principal y la carcasa secundaria. Las carcasas se fijarán al muñón y el antebrazo con cintas elásticas integradas con una fibra textil.

*Figura 24. Ajuste de la prótesis.*



El movimiento de cierre de la prótesis se da flexionando la articulación de la muñeca hacia el interior del antebrazo, lo que retrae los cables en los dedos y los cierra hacia el interior de la palma:

*Fig. 25 Prótesis en posición cerrada*



<sup>27</sup> Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles, Third Edition, Douglas G. Smith, MD - 2004 - medicalplus.co.kr

## 5.6 DIGITALIZACIÓN

La digitalización del software se llevó a cabo en Visual Basic en el cual se integraron todo el estudio anteriormente realizado y a través de los que se busca un desarrollo útil con el fin de facilitar el proceso de diseño de estas prótesis, esta Basic cuenta con las tablas antropométricas a la medida de las necesidades de este software. Él designa el conjunto de piezas necesarias para la aplicación en el usuario, que son calculadas dependiendo de 5 factores esenciales, los cuales deben ser proporcionados por el usuario, estos serán sexo, edad, estatura, peso, perfil (derecho o izquierdo).

### 5.6.1 LENGUAJE

El lenguaje de programación Visual Basic es uno de los lenguajes de programación que utiliza una interfaz visual es decir que nos permite programar en un entorno gráfico, nos permite realizar un gran número de tareas sin escribir código, simplemente realizando operaciones con el ratón sobre la pantalla de la computadora. Este lenguaje de programación es uno de los que más interés despiertan entre los programadores. Porque este lenguaje de programación, el Visual Basic, le facilita la realización de tareas complejas en poco tiempo y tiene un tiempo de adaptación al programa visiblemente más rápido que las interfaces de programación convencionales. El Visual Basic es un lenguaje de programación que proviene del BASIC. La primera versión de este lenguaje de programación Visual Basic fue presentada en el año 1991. La intención de este primer programa era simplificar la programación utilizando un entorno de trabajo claro que permitiera crear interfaces gráficas facilitando así la programación<sup>28</sup>. La sintaxis que utiliza este lenguaje de programación proviene del conocido BASIC, pero completada con comandos y códigos de otros lenguajes más modernos. Este lenguaje de programación Visual Basic tiene un apartado dedicado a la Programación Orientada a Objetos.

### 5.6.2 AUTOIT

El AutoIt es una herramienta simple, pero sin embargo es ser poderoso. Permite, por ejemplo, la automatización de actividades repetitivas, como la instalación de programas (el personal de TI). Y también, la tarea repetitiva de la tala en la OSS (Sistema de Gestión), descargar una serie de tablas y volcado de datos. El AutoIt también les permite ser automatizado. Cabe una observación: si usted no está familiarizado con cualquier lenguaje de programación, tales como VBA. El AutoIt tiene una sintaxis similar al BASIC, que es muy

---

<sup>28</sup> LA REVISTA INFORMATICA.COM <http://www.larevistainformatica.com/lenguaje-programacion-viasual-basic.htm>

similar a Visual Basic, uno de los idiomas más fáciles de aprender. Autolt permitir la compilación de secuencias de comandos en los programas (archivos ejecutables) que puede hacer casi cualquier cosa - incluso simular las pulsaciones de teclado o clics en el ordenador. Para este proceso se lleva a cabo la digitalización del código que dará la función de repetición de dar la orden de tomar los distintos códigos uniéndolos al principal, lo que en general nos permite decir que este código lo que hace es tomar los datos del programa principal y llenar los espacios que sean necesarios para la generación del diseño de la prótesis del programa de corrección de errores y así permita completar las condiciones necesarias para lograr la selección y su código es:

```
<?xml version="1.0" encoding="utf-8" standalone="yes"?>
<assembly xmlns="urn:schemas-microsoft-com:asm.v1" manifestVersion="1.0">
  <trustInfo xmlns="urn:schemas-microsoft-com:asm.v2">
    <security>
      <requestedPrivileges>
        <requestedExecutionLevel level="asInvoker" uiAccess="false"/>
      </requestedPrivileges>
    </security>
  </trustInfo>
  <dependency>
    <dependentAssembly>
      <assemblyIdentity type="Win32" name="Microsoft.Windows.Common-Controls"
version="6.0.0.0"
processorArchitecture="x86"
publicKeyToken="6595b64144ccf1df" language="*/>
    </dependentAssembly>
  </dependency>
</assembly>
```

### 5.6.3 PROGRAMA

El programa base en el que se encuentra sustentado el aplicativo es un código funcional programado en visual Basic, para el código primordial del programa se necesita que nos diga cuales son las restricciones que este presenta los datos que puede tomar dentro de los parámetros dados y las condiciones de entorno en general de la aplicación, en este se muestra como está diseñado el programa en la apariencia, el aspecto que tendrá al momento que el usuario final lo empezase a utilizar, además en este nos deja ver las restricciones de espacio en el que se maneja la aplicación, la utilidad de los botones que nos presenta y este código esta descrito a continuación:

```
#Region ;**** Directives created by AutoIt3Wrapper_GUI ****
#AutoIt3Wrapper_Icon=favicon.ico
#AutoIt3Wrapper_Outfile=soft\disenio_protesis_mano_infantil_x86.Exe
#AutoIt3Wrapper_Outfile_x64=soft\disenio_protesis_mano_infantil_x64.Exe
```

```

#AutoIt3Wrapper_Compile_Both=y
#AutoIt3Wrapper_UseX64=y
#AutoIt3Wrapper_Res_Comment=Universidad Distrital Francisco José de Caldas
#AutoIt3Wrapper_Res_Description=Diseño de Prótesis de Mano Infantil
#AutoIt3Wrapper_Res_Fileversion=1.1.0.0
#AutoIt3Wrapper_Res_ProductName=DiseñoProtesis
#AutoIt3Wrapper_Res_ProductVersion=1
#AutoIt3Wrapper_Res_CompanyName=Jhonatan Niño - David Palacios
#AutoIt3Wrapper_Res_LegalCopyright=Universidad Distrital Francisco José de Caldas
#AutoIt3Wrapper_Res_LegalTradeMarks=Universidad Distrital Francisco José de Caldas
#AutoIt3Wrapper_Res_Language=9226
#AutoIt3Wrapper_Run_Tidy=y

```

//Esta parte define los datos de identificación del software

```

#EndRegion ;**** Directives created by AutoIt3Wrapper_GUI ****
#include <ComboConstants.au3>
#include <WindowsConstants.au3>
#include <GUIConstantsEx.au3>
#include <MsgBoxConstants.au3>
#include <EditConstants.au3>
#include <StaticConstants.au3>
#include <FileConstants.au3>
#include <AutoItConstants.au3>

```

Programa()

```

Func Programa()
    ; Create a GUI with various controls.
    Local $hGUI = GUICreate("Diseño de Prótesis de Mano Infantil :: Universidad
Distrital", 640, 640, -1, -1)
    Local Const $sMessage = "Select a folder"

    ; splash
    Local $sDestination = "C:\Users\usuario\Downloads\splash.jpg"

    SplashImageOn("Diseño de Prótesis de Mano Infantil :: Universidad Distrital",
$sDestination, 640, 640, -1, -1, $DLG_NOTITLE)
    Sleep(3000)
    SplashOff()

    ; Create a button control.
    Global $hLabel1 = GUISetCtrlLabel("Documento", 20, 0, 150, 20)
    Global $hLabel2 = GUISetCtrlLabel("Sexo", 20, 60, 90, 20)
    Global $hLabel3 = GUISetCtrlLabel("Edad", 20, 120, 140, 20)
    Global $hLabel4 = GUISetCtrlLabel("Estatura en cms", 20, 180, 130, 20)
    Global $hLabel5 = GUISetCtrlLabel("Peso en KG", 20, 240, 100, 20)
    Global $hLabel6 = GUISetCtrlLabel("Perfil", 20, 300, 80, 20)
    Global $archivos = GUISetCtrlButton("Carpeta Archivos", 20, 360, 120, 30)
    Global $creados = GUISetCtrlButton("Carpeta Destino", 20, 400, 120, 30)
    Global $documento = GUISetCtrlInput("", 20, 20, 600, 30)
    Global $edad = GUISetCtrlInput("", 20, 140, 600, 30, $ES_NUMBER)
    Global $estatura = GUISetCtrlInput("", 20, 200, 600, 30, $ES_NUMBER)
    Global $peso = GUISetCtrlInput("", 20, 260, 600, 30, $ES_NUMBER)
    Global $sexo = GUISetCtrlCombo("", 20, 80, 600, 30)
    Global $perfil = GUISetCtrlCombo("", 20, 320, 600, 30)

```

```

GUICtrlSetData($sexo, "Masculino|Femenino", "Femenino")
GUICtrlSetData($perfil, "Derecho|Izquierdo", "Derecho")
Global $origen = GUICtrlCreateLabel("", 150, 360, 470, 30)
GUICtrlSetColor(-1, 0x000000)
GUICtrlSetBkColor(-1, 0xFFFFFFFF)
Global $destino = GUICtrlCreateLabel("", 150, 400, 470, 30)
GUICtrlSetColor(-1, 0x000000)
GUICtrlSetBkColor(-1, 0xFFFFFFFF)
Global $copiar = GUICtrlCreateButton("Copiar Archivos", 20, 440, 600, 30)

//Acá se genera un menú gráfico para la entrada de los datos

; Display the GUI.
Global $hPic = GUICtrlCreatePic("", 0, 500, 640, 142)
GUICtrlSetImage(-1, "C:\Users\usuario\Downloads\jhonatan2.jpg")
GUISetState(@SW_SHOW, $hGUI)

Local $iPID = 0
Local $vdocumento = Null
Local $vsexo = Null
Local $vedad = Null
Local $vestatura = Null
Local $vpeso = Null
Local $vperfil = Null
Local $vorigen = Null
Local $vdestino = Null
Global $Resultado = Null
Global $ResultadoS = Null
Global $Completo = Null
Global $_Error = 0
Global $sMsg = ""
Global $inicial = 0
Global $iResult
Global $sFileSelectFolder
Global $sFileSelectFolder2

// Definición de las variables, con valor inicial vacío

; Loop until the user exits.
While 1
    Switch GUIGetMsg()
        Case $GUI_EVENT_CLOSE
            ExitLoop

        Case $archivos
            $sFileSelectFolder = FileSelectFolder($sMessage, "")
            If @error Then
                ; Display the error message.
                MsgBox($MB_SYSTEMMODAL, "", "No ha Seleccionado el
origen")
            Else
                ; Display the selected folder.
                GUICtrlSetData($origen, $sFileSelectFolder)
                $vorigen = $sFileSelectFolder
                ; MsgBox($MB_SYSTEMMODAL, "", "You chose the
following folder:" & @CRLF & $sFileSelectFolder)
            EndSwitch
    EndSwitch
Wend

```



```

EndIf
Case $creados
    $sFileSelectFolder2 = FileSelectFolder($sMessage, "")
    If @error Then
        ; Display the error message.
        MsgBox($MB_SYSTEMMODAL, "", "No ha seleccionado el
destino")
    Else
        ; Display the selected folder.
        GUICtrlSetData($destino, $sFileSelectFolder2)
        $vdestino = $sFileSelectFolder2
        ; MsgBox($MB_SYSTEMMODAL, "", "You chose the
following folder:" & @CRLF & $sFileSelectFolder)
    EndIf

```

//Instrucciones para guardar el nombre de la carpeta de destino, y mostrar un mensaje de error en caso de una selección inválida

```

Case $copiar
    $vdocumento = GUICtrlRead($documento)
    $vsexo = GUICtrlRead($sexo)
    $vedad = GUICtrlRead($edad)
    $vestatura = GUICtrlRead($estatura)
    $vpeso = GUICtrlRead($peso)
    $vperfil = GUICtrlRead($perfil)

    If _IsVarIsNull($vdocumento) = True Then
        MsgBox($MB_OK, "Documento", "No ha escrito un
documento válido")
        $_Error = 1
    EndIf

    If _IsVarIsNull($vsexo) = True Then
        MsgBox($MB_OK, "Sexo", "No ha escrito un sexo
válido")
        $_Error = 1
    EndIf

    If _IsVarIsNull($vedad) = True Then
        MsgBox($MB_OK, "Edad", "No ha escrito una edad
válida")
        $_Error = 1
    EndIf

    If _IsVarIsNull($vestatura) = True Then
        MsgBox($MB_OK, "Edad", "No ha escrito una estatura
válida")
        $_Error = 1
    EndIf

    If _IsVarIsNull($vpeso) = True Then
        MsgBox($MB_OK, "Peso", "No ha escrito un peso
válido")
        $_Error = 1
    EndIf

```

```

    If _IsVarIsNull($vperfil) = True Then
        MsgBox($MB_OK, "Perfil", "No ha escrito un perfil
válido")
        $_Error = 1
    EndIf

    If _IsVarIsNull($vorigen) = True Then
        MsgBox($MB_OK, "Origen", "No ha escrito un origen
válido")
        $_Error = 1
    EndIf

    If _IsVarIsNull($vdestino) = True Then
        MsgBox($MB_OK, "Destino", "No ha escrito un
destino válido")
        $_Error = 1
    EndIf

```

//Instrucciones para guardar los valores de identificación, sexo edad, estatura, peso, y perfil del paciente que recibirá la prótesis, o mostrar un mensaje de error en caso de valores no numéricos.

```

    If $vsexo = "Masculino" Then
        $ResultadoS = "M"
    ElseIf $vsexo = "Femenino" Then
        $ResultadoS = "F"
    EndIf

    If $vperfil = "Derecho" Then
        $Resultado = $ResultadoS & "D"
    ElseIf $vperfil = "Izquierdo" Then
        $Resultado = $ResultadoS & "I"
    EndIf

    If $vsexo = "Masculino" Then
        Switch $vedad
            Case 5
                If $vpeso >= 15 And $vestatura >= 98 Then
                    $inicial = 1
                If $vpeso > 29 Or $vestatura > 116 Then
                    $inicial = 2
                EndIf
                $Completo = $inicial & $Resultado
            Else
                $Error = 1
            EndIf

            Case 6
                If $vpeso >= 19 And $vestatura >= 107 Then
                    $inicial = 2
                If $vpeso > 34 Or $vestatura > 121 Then
                    $inicial = 3
                EndIf
                $Completo = $inicial & $Resultado
            Else
                $Error = 1
            EndIf
        EndSwitch
    EndIf

```

```

        Case 7
    If $vpeso >= 18 And $vestatura >= 111 Then
        $inicial = 3

    If $vpeso > 33 Or $vestatura > 131 Then
        $inicial = 4
    EndIf

    $Completo = $inicial & $Resultado
    Else
        $Error = 1
    EndIf

        Case 8
    If $vpeso >= 18 And $vestatura >= 111 Then
        $inicial = 4

    If $vpeso > 43 Or $vestatura > 141 Then
        $inicial = 5
    EndIf

    $Completo = $inicial & $Resultado
    Else
        $Error = 1
    EndIf

        Case 9
    If $vpeso >= 20 And $vestatura >= 118 Then
        $inicial = 5

    If $vpeso > 44 Or $vestatura > 145 Then
        $inicial = 6
    EndIf

    $Completo = $inicial & $Resultad
    Else
        $Error = 1
    EndIf

        Case 10
    If $vpeso >= 22 And $vestatura >= 124 Then
        $inicial = 6

    $Completo = $inicial & $Resultado

    If $vpeso > 43 Or $vestatura > 152 Then
        $Completo = Null
    EndIf
    Else
        $Error = 1
    EndIf

    Case Else
        $_Error = 1
    EndSwitch

```

//Definición de los rangos aceptables de peso y estatura para aplicar a la prótesis de sexo masculino. Si estos valores se encuentran dentro del promedio se asigna la prótesis por defecto para esa edad; si los valores superan el promedio en peso o estatura, se asigna la prótesis para la edad siguiente

```

Else
    Switch $vedad
        Case 5
            If $vpeso >= 15 And $vestatura >= 98 Then
                $inicial = 1

            If $vpeso > 24 Or $vestatura > 113 Then
                $inicial = 2
            EndIf

            $Completo = $inicial & $Resultado

                MsgBox($MB_OK, 'pasa',
$Completo & " inicial: " & $inicial & " resultado" & $Resultado)
            Else
                MsgBox($MB_OK, 'nopasa',
$Completo & " inicial: " & $inicial & " resultado" & $Resultado)
            EndIf
        Case 6
            If $vpeso >= 17 And $vestatura >= 103 Then
                $inicial = 2

            If $vpeso > 26 Or $vestatura > 124 Then
                $inicial = 3
            EndIf

            $Completo = $inicial & $Resultado
            Else
                $Error = 1
            EndIf
        Case 7
            If $vpeso >= 18 And $vestatura >= 112 Then
                $inicial = 3

            If $vpeso > 30 Or $vestatura > 136 Then
                $inicial = 4
            EndIf

            $Completo = $inicial & $Resultado
            Else
                $Error = 1
            EndIf
        Case 8
            If $vpeso >= 18 And $vestatura >= 113 Then
                $inicial = 4

            If $vpeso > 35 Or $vestatura > 135 Then
                $inicial = 5
            EndIf

            $Completo = $inicial & $Resultado
            Else
                $Error = 1
            EndIf
        Case 9
            If $vpeso >= 20 And $vestatura >= 119 Then
                $inicial = 5

```

```

If $vpeso > 40 Or $vestatura > 144 Then
    $inicial = 6
EndIf

$Completo = $inicial & $Resultado
Else
    $Error = 1
EndIf
Case 10

```

//Definición de los rangos aceptables de peso y estatura para aplicar a la prótesis de sexo femenino. Si estos valores se encuentran dentro del promedio se asigna la prótesis por defecto para esa edad; si los valores superan el promedio en peso o estatura, se asigna la prótesis para la edad siguiente

```

    $sMsg = "Good Evening"
    Case Else
If $vedad = 10 And $vpeso >= 24 And $vestatura >= 122 Then
    $inicial = 6

$Completo = $inicial & $Resultado

If $vpeso > 45 Or $vestatura > 145 Then
    $Completo = Null
    EndIf
    Else
    $Error = 1
    EndIf
    EndSwitch
EndIf

```

```

If $_Error = 1 Then
MsgBox($MB_OK, "Atención", "Tiene Errores o le faltan campos")

Else
If _IsVarIsNull($Completo) = True Then
MsgBox($MB_OK, "Atención", "Los Cálculos no se pueden realizar")

```

//Si los valores de edad y peso están por encima de los máximos en las tablas, no es posible definir una prótesis adecuada y se muestra un mensaje de error.

```

    Else
    $iResult = MsgBox(BitOR($MB_OKCANCEL, $MB_SYSTEMMODAL), "Confirmar", _
        "Esta seguro de querer copiar
la carpeta " & $Completo)
    EndIf
EndIf

If $iResult = 1 Then

    Local $oFilePath = $vorigen & "\" & $Completo
    Local $dFilePath = $vdestino & "\" & $vdocumento &
    "\" & $Completo

```

```

DirCreate($dFilePath)
If FileExists($oFilePath) Then
    ;MsgBox($MB_OK, "Atención", $oFilePath & "
- " & $dFilePath)
    ;FileCopy($oFilePath & "*", $dFilePath,
$FC_OVERWRITE + $FC_CREATEPATH)
    DirCopy($oFilePath, $dFilePath,
$FC_OVERWRITE + $FC_CREATEPATH)
    ShellExecute($dFilePath)

//Si los valores son adecuados, con estas instrucciones se genera una capeta donde se copian los
archivos stl con el tamaño indicado para el paciente

Else
    MsgBox($MB_SYSTEMMODAL, "ERROR", "LA
CARPETA CON LOS RECURSOS NO EXISTE")
    ;Return False
EndIf

//Si hay algún problema con la carpeta de destino, se muestra un mensaje de error.

EndIf

EndSwitch
WEnd

GUIDelete($hGUI)

If $iPID Then ProcessClose($iPID)
EndFunc ;==>Programa

Func _IsVarIsNull($_Var)
If Not $_Var Then
Return True
Else
Return False
EndIf
EndFunc ;==>_IsVarIsNull

```

#### 5.6.4 CORRECCION DE ERRORES Y SELLECCION.

Para corregir los errores que se pueden presentar en un tipo de aplicación como esta es necesario decir al programa que debe completarse todos los protocolos para que éste pueda cumplir la tarea para la que fue desarrollada, con esto se crea un código adicional el cual realizará esta tarea, así, nuestro código autoit lo que hace es generar las restricciones dentro de los datos que se establecen es decir son las restricciones mismas que se han generado para el diseño de las prótesis lo que nos muestra en que momento el programa

toma la decisión de escoger el tipo de prótesis que se enviara a la carpeta seleccionada dependiendo de los datos suministrados por el usuario, los errores que se cometan al momento de insertar los datos dentro del programa y está escrito de la siguiente manera:

```
#include "AutoIt.h"

namespace au
{
    VarReturn func_isvarisnull(Variant var_var);
    VarReturn func_programa();

    void au_main_register_functions(FunctionList &funcs)
    {
        funcs.addFunction(L"func_isvarisnull", func_isvarisnull);
        funcs.addFunction(L"programa", func_programa);
    }

    Variant var_error;
    Variant var_archivos;
    Variant var_completo;
    Variant var_copiar;
    Variant var_creados;
    Variant var_destino;
    Variant var_documento;
    Variant var_edad;
    Variant var_estatura;
    Variant var_hlabel;
    Variant var_hlabel2;
    Variant var_hlabel3;
    Variant var_hlabel4;
    Variant var_hlabel5;
    Variant var_hlabel6;
    Variant var_hpico;
    Variant var_inicial;
    Variant var_ipid;
    Variant var_iresult;
    Variant var_origen;
    Variant var_perfil;
    Variant var_peso;
    Variant var_resultado;
    Variant var_resultados;
    Variant var_sexo;
    Variant var_sfileselectfolder;
    Variant var_sfileselectfolder2;
    Variant var_smsg;
    Variant var_vdestino;
    Variant var_vdocumento;
    Variant var_vedad;
    Variant var_vestatura;
    Variant var_vorigen;
    Variant var_vperfil;
    Variant var_vpeso;
    Variant var_vsexo;

    void au_main()
```

```

    {
        func_programa();
    }

VarReturn func_isvarisnull(Variant var_var)
{
    if (!var_var)
    {
        return True;
    }
    else
    {
        return False;
    }

    return Variant(0); // default return
}

VarReturn func_programa()
{
    Variant var_hgui;
    Variant var_sdestination;
    Variant var_smessage;
    var_hgui = func_guicreate(Variant(L"Jhonatan Niño - Programa Salud -
Universidad Distrital"), Variant(64011), Variant(64011), -Variant(111), -
Variant(111));
    var_smessage = Variant(L"Select a folder");
    var_sdestination =
Variant(L"C:\\Users\\usuario\\Downloads\\splash.jpg");
    func_splashimageon(Variant(L"Jhonatan Niño - Universidad Distrital"),
var_sdestination, Variant(64011), Variant(64011), -Variant(111), -Variant(111));
    func_sleep(Variant(300011));
    func_splashoff();
    var_hlabel = func_guictrlcreatelabel(Variant(L"Documento"),
Variant(2011), Variant(011), Variant(15011), Variant(2011));
    var_hlabel2 = func_guictrlcreatelabel(Variant(L"Sexo"), Variant(2011),
Variant(6011), Variant(9011), Variant(2011));
    var_hlabel3 = func_guictrlcreatelabel(Variant(L"Edad"), Variant(2011),
Variant(12011), Variant(14011), Variant(2011));
    var_hlabel4 = func_guictrlcreatelabel(Variant(L"Estatura en cms"),
Variant(2011), Variant(18011), Variant(13011), Variant(2011));
    var_hlabel5 = func_guictrlcreatelabel(Variant(L"Peso en KG"),
Variant(2011), Variant(24011), Variant(10011), Variant(2011));
    var_hlabel6 = func_guictrlcreatelabel(Variant(L"Perfil"),
Variant(2011), Variant(30011), Variant(8011), Variant(2011));
    var_archivos = func_guictrlcreatebutton(Variant(L"Carpeta Archivos"),
Variant(2011), Variant(36011), Variant(12011), Variant(3011));
    var_creados = func_guictrlcreatebutton(Variant(L"Carpeta Destino"),
Variant(2011), Variant(40011), Variant(12011), Variant(3011));
    var_documento = func_guictrlcreateinput(Variant(L""), Variant(2011),
Variant(2011), Variant(60011), Variant(3011));
    var_edad = func_guictrlcreateinput(Variant(L""), Variant(2011),
Variant(14011), Variant(60011), Variant(3011), var_es_number);
    var_estatura = func_guictrlcreateinput(Variant(L""), Variant(2011),
Variant(20011), Variant(60011), Variant(3011), var_es_number);
    var_peso = func_guictrlcreateinput(Variant(L""), Variant(2011),
Variant(26011), Variant(60011), Variant(3011), var_es_number);
}

```



```

        var_sexo = func_guictrlcreatecombo(Variant(L""), Variant(2011),
Variant(8011), Variant(60011), Variant(3011));
        var_perfil = func_guictrlcreatecombo(Variant(L""), Variant(2011),
Variant(32011), Variant(60011), Variant(3011));
        func_guictrlsetdata(var_sexo, Variant(L"Masculino|Femenino"),
Variant(L"Femenino"));
        func_guictrlsetdata(var_perfil, Variant(L"Derecho|Izquierdo"),
Variant(L"Derecho"));
        var_origen = func_guictrlcreatelabel(Variant(L""), Variant(15011),
Variant(36011), Variant(47011), Variant(3011));
        func_guictrlsetcolor(-Variant(111), Variant(0x00000011));
        func_guictrlsetbkcolor(-Variant(111), Variant(0xFFFFFFFF11));
        var_destino = func_guictrlcreatelabel(Variant(L""), Variant(15011),
Variant(40011), Variant(47011), Variant(3011));
        func_guictrlsetcolor(-Variant(111), Variant(0x00000011));
        func_guictrlsetbkcolor(-Variant(111), Variant(0xFFFFFFFF11));
        var_copiar = func_guictrlcreatebutton(Variant(L"Copiar Archivos"),
Variant(2011), Variant(44011), Variant(60011), Variant(3011));
        var_hplic = func_guictrlcreatepic(Variant(L""), Variant(011),
Variant(50011), Variant(64011), Variant(14211));
        func_guictrlsetimage(-Variant(111),
Variant(L"C:\Users\usuario\Downloads\jhonatan2.jpg"));
        func_guissetstate(Variant(511), var_hgui);
        var_ipid = Variant(011);
        var_vdocumento;
        var_vsexo;
        var_vedad;
        var_vestatura;
        var_vpeso;
        var_vperfil;
        var_vorigen;
        var_vdestino;
        var_sfileselectfolder;
        var_sfileselectfolder2;
        var_resultado;
        var_resultados;
        var_completo;
        var_error = Variant(011);
        var_smsg;
        var_inicial = Variant(011);
        var_iresult;

        while (Variant(111))
        {
            var_status = func_guigetmsg();
            switch(var_status) {
                case var_archivos:
                    var_sfileselectfolder = func_fileselectfolder(var_smessage, "");
                    if (error()) {
                        func_msgbox(var_mb_systemmodal, "", "no ha seleccionado el
origen");
                    } else {
                        func_guictrlsetdata(var_origen, var_sfileselectfolder);
                        var_vorigen = var_sfileselectfolder;
                        func_msgbox(var_mb_systemmodal, "", "you chose the following
folder:" & @crlf & var_sfileselectfolder);
                    }
            }
        }

```

```

break;
case var_creados:
var_sfileselectfolder2 = func_fileselectfolder(var_smessage,
");
if (error()) {
func_msgbox(var_mb_systemmodal, "", "no ha seleccionado el
destino");
} else {
func_guictrlsetdata(var_destino, var_sfileselectfolder2);
var_vdestino = var_sfileselectfolder2;
func_msgbox(var_mb_systemmodal, "", "you chose the
following folder:" & @crlf & var_sfileselectfolder)
}
break;
case var_copiar:
var_vdocumento = guictrlread(var_documento);
var_vsexo = guictrlread(var_sexo);
var_vedad = guictrlread(var_edad);
var_vestatura = guictrlread(var_estatura);
var_vpeso = guictrlread(var_peso);
var_vperfil = guictrlread(var_perfil);

if (func_isvarisnull(var_vdocumento)= true) {
func_msgbox(var_mb_ok, "documento", "no ha escrito un
documento válido");
var_error = 1;
}

if (func_isvarisnull(var_vsexo) = true) {
func_msgbox(var_mb_ok, "sexo", "no ha escrito un sexo
válido");
var_error = 1;
}

if (func_isvarisnull(var_vedad) = true) {
func_msgbox(var_mb_ok, "edad", "no ha escrito una edad
válida");
var_error = 1;
}

if (func_isvarisnull(var_vestatura) = true) {
func_msgbox(var_mb_ok, "edad", "no ha escrito una
estatura válida");
var_error = 1;
}

if (func_isvarisnull(var_vpeso) = true) {
func_msgbox(var_mb_ok, "peso", "no ha escrito un peso
válido");
var_error = 1;
}

if (func_isvarisnull(var_vperfil) = true) {
func_msgbox(var_mb_ok, "perfil", "no ha escrito un perfil
válido");
var_error = 1;
}

```

```

if (func_isvarisnull(var_vorigen) = true) {
    func_msgbox(var_mb_ok, "origen", "no ha escrito un origen
válido");
    var_error = 1;
}

if (func_isvarisnull(var_vdestino) = true) {
    func_msgbox(var_mb_ok, "destino", "no ha escrito un
destino válido");
    var_error = 1;
}

if (var_vsexo = "masculino") {
    var_resultados = "m";
} else if (var_vsexo = "femenino") {
    var_resultados = "f";
}

if (var_vperfil = "derecho") {
    var_resultado = var_resultados & "d";
} else if (var_vperfil = "izquierdo") {
    var_resultado = var_resultados & "i";
}

if (var_vsexo = "masculino") {
    switch (var_vedad) {
        case 5:
            if (var_vpeso >= 15 and var_vestatura >= 98) {
                var_inicial = 1;
            }
            if (var_vpeso > 29 or var_vestatura > 116) {
                var_inicial = 2;
            }
            var_completo = var_inicial & var_resultado;
        } else {
            var_error = 1;
        }
        break;
        case 6:
            if (var_vpeso >= 19 and var_vestatura >= 107) {
                var_inicial = 2
            }
            if (var_vpeso > 34 or var_vestatura > 121) {
                var_inicial = 3;
            }
            var_completo = var_inicial & var_resultado;
        } else {
            var_error = 1;
        }
        break;
        case 7:
            if (var_vpeso >= 18 and var_vestatura >= 111) {
                var_inicial = 3;
            }
            if (var_vpeso > 33 or var_vestatura > 131) {
                var_inicial = 4;
            }
        }
    }
}

```

```

var_completo = var_inicial & var_resultado;
    } else {
var_error = 1;
    }
break;
case 8:
if (var_vpeso >= 18 and var_vestatura >= 111) {
    var_inicial = 4;

if (var_vpeso > 43 or var_vestatura > 141) {
    var_inicial = 5;
    }

var_completo = var_inicial & var_resultado;
    } else {
var_error = 1;
    }
break;
case 9:
if (var_vpeso >= 20 and var_vestatura >= 118) {
    var_inicial = 5;

if (var_vpeso > 44 or var_vestatura > 145) {
    var_inicial = 6;
    }

var_completo = var_inicial & var_resultado;
    } else {
var_error = 1;
    }
break;
case 10:
if (var_vpeso >= 22 and var_vestatura >= 124) {
    var_inicial = 6;

var_completo = var_inicial & var_resultado;

if (var_vpeso > 43 or var_vestatura > 152) {
    var_completo = null;
    }
    } else {
    var_error = 1;
    }
break;
default:
var_error = 1;
break;
} else {
switch (var_vedad) {
    case 5:
if (var_vpeso >= 15 and var_vestatura >= 98) {
    var_inicial = 1;

if (var_vpeso > 24 or var_vestatura > 113) {
    var_inicial = 2;
    }

```

```

var_completo = var_inicial & var_resultado;

    } else {
        var_error = 1;
    }
case 6:
if (var_vpeso >= 17 and var_vestatura >= 103)
    var_inicial = 2;

if (var_vpeso > 26 or var_vestatura > 124) {
    var_inicial = 3;
}

var_completo = var_inicial & var_resultado;
    } else {
        var_error = 1;
    }
case 7:
if (var_vpeso >= 18 and var_vestatura >= 112) {
    var_inicial = 3;

if (var_vpeso > 30 or var_vestatura > 136) {
    var_inicial = 4;
}

var_completo = var_inicial & var_resultado
    } else {
        var_error = 1;
    }
case 8:
if (var_vpeso >= 18 and var_vestatura >= 113) {
    var_inicial = 4;

if (var_vpeso > 35 or var_vestatura > 135) {
    var_inicial = 5;
}

var_completo = var_inicial & var_resultado;
    } else {
var_error = 1;
    }
case 9:
if (var_vpeso >= 20 and var_vestatura >= 119) {
    var_inicial = 5;

if (var_vpeso > 40 or var_vestatura > 144) {
    var_inicial = 6;
}

var_completo = var_inicial & var_resultado;
    } else {
        var_error = 1;
    }
case 10:
if (var_vedad = 10 and var_vpeso >= 24 and
var_vestatura >= 122) {

```

```

        var_inicial = 6;

        var_completo = var_inicial &
var_resultado;

        if (var_vpeso > 45 or var_vestatura > 145) {
            var_completo = null
        }
        } else {
            var_error = 1;
        }
        break;
        default:
            var_error = 1;
            break;
    }
}

if (var_error = 1) {
func_msgbox(var_mb_ok, "atención", "tiene errores o le
faltan campos");
} else {
if (func_isvarisnull(var_completo) = true) {
func_msgbox(var_mb_ok, "atención", "los cálculos no se
pueden realizar")
} else {
var_iresult = func_msgbox(bitOr(var_mb_okcancel,
var_mb_systemmodal), "confirmar", _
"esta seguro de querer copiar la carpeta " &
var_completo);
}
}

if (var_iresult = 1) {

var_ofilepath = var_vorigen & '\\' & var_completo;
var_dfilepath = var_vdestino & '\\' & var_vdocumento &
'\\' & var_completo;

func_dircreate(var_dfilepath);

if (fileexists(var_ofilepath)) {
func_dircopy(var_ofilepath, var_dfilepath,
var_fc_overwrite + var_fc_createpath);
func_shellexecute(var_dfilepath);
} else {
func_msgbox(var_mb_systemmodal, "error", "la carpeta con
los recursos no existe");
// return false;
}

}
break;

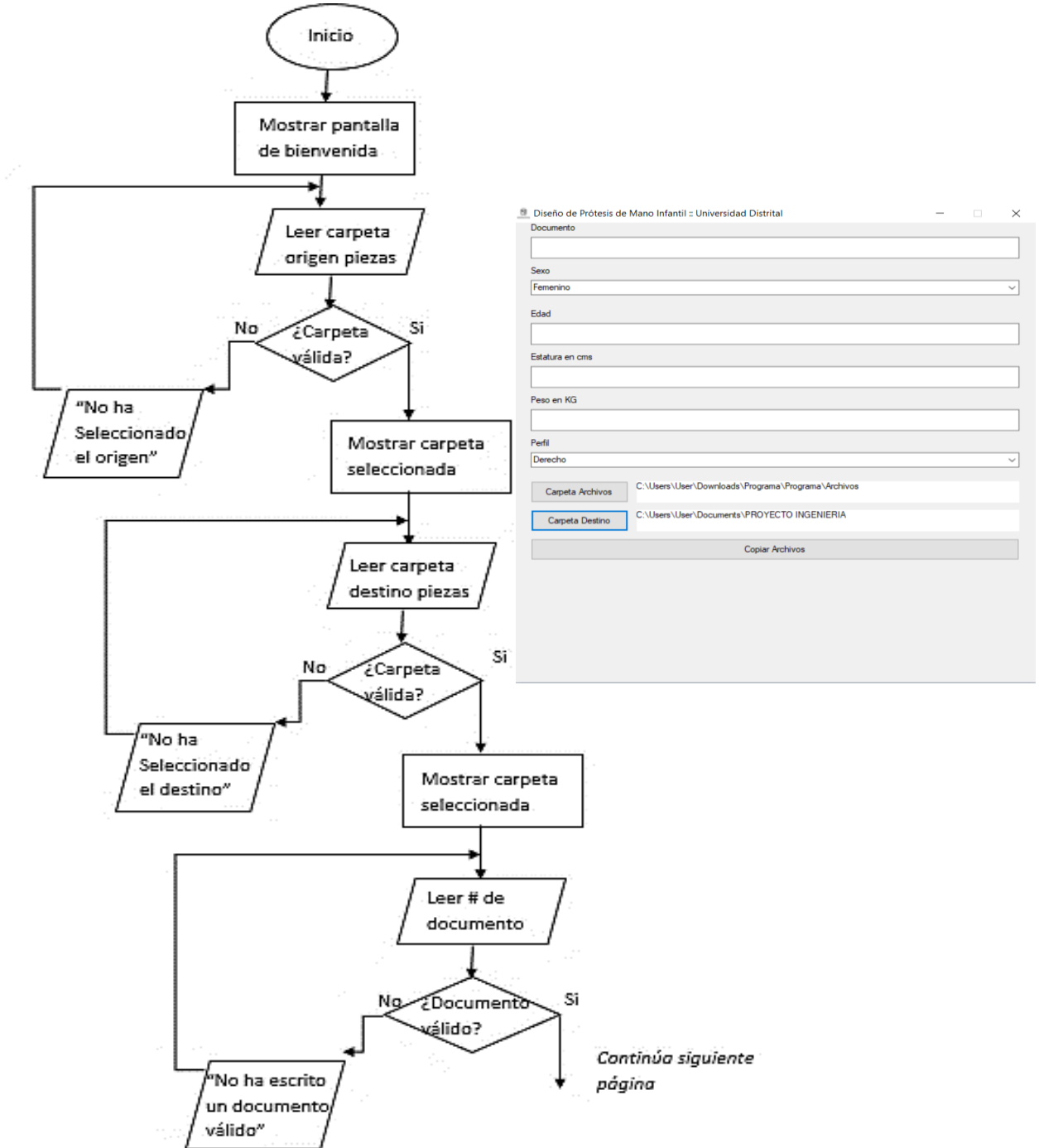
```

```
        }  
    }  
  
    func_guidelete(var_hgui);  
    if (var_ipid)  
    {  
        func_processclose(var_ipid);  
    }  
  
    void error (string s)  
    {  
        throw runtime_error (s);  
    }  
  
    return Variant(0); // default return  
}  
  
} // namespace au
```

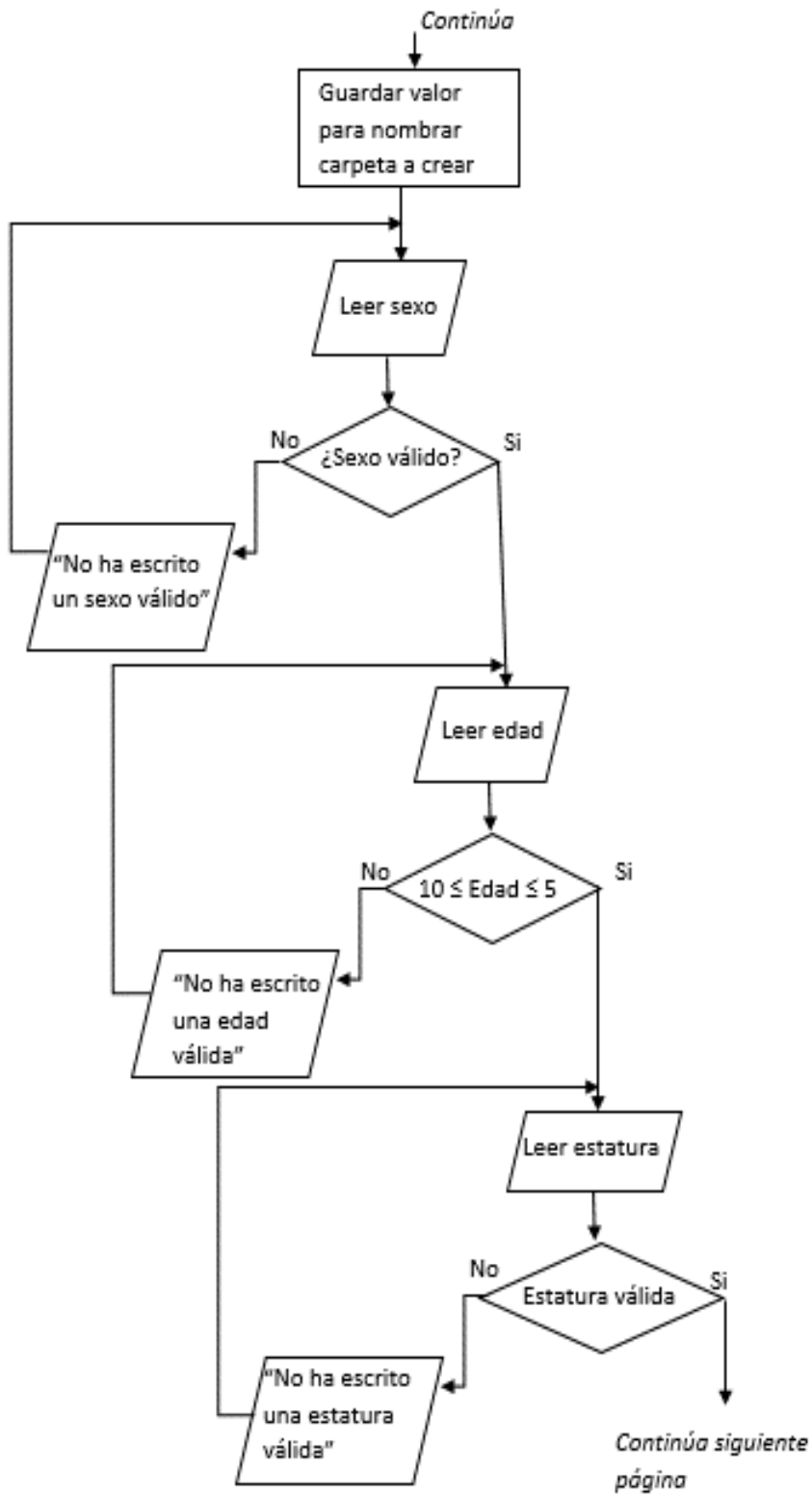
### 5.6.5 DIAGRAMA DE FLUJO

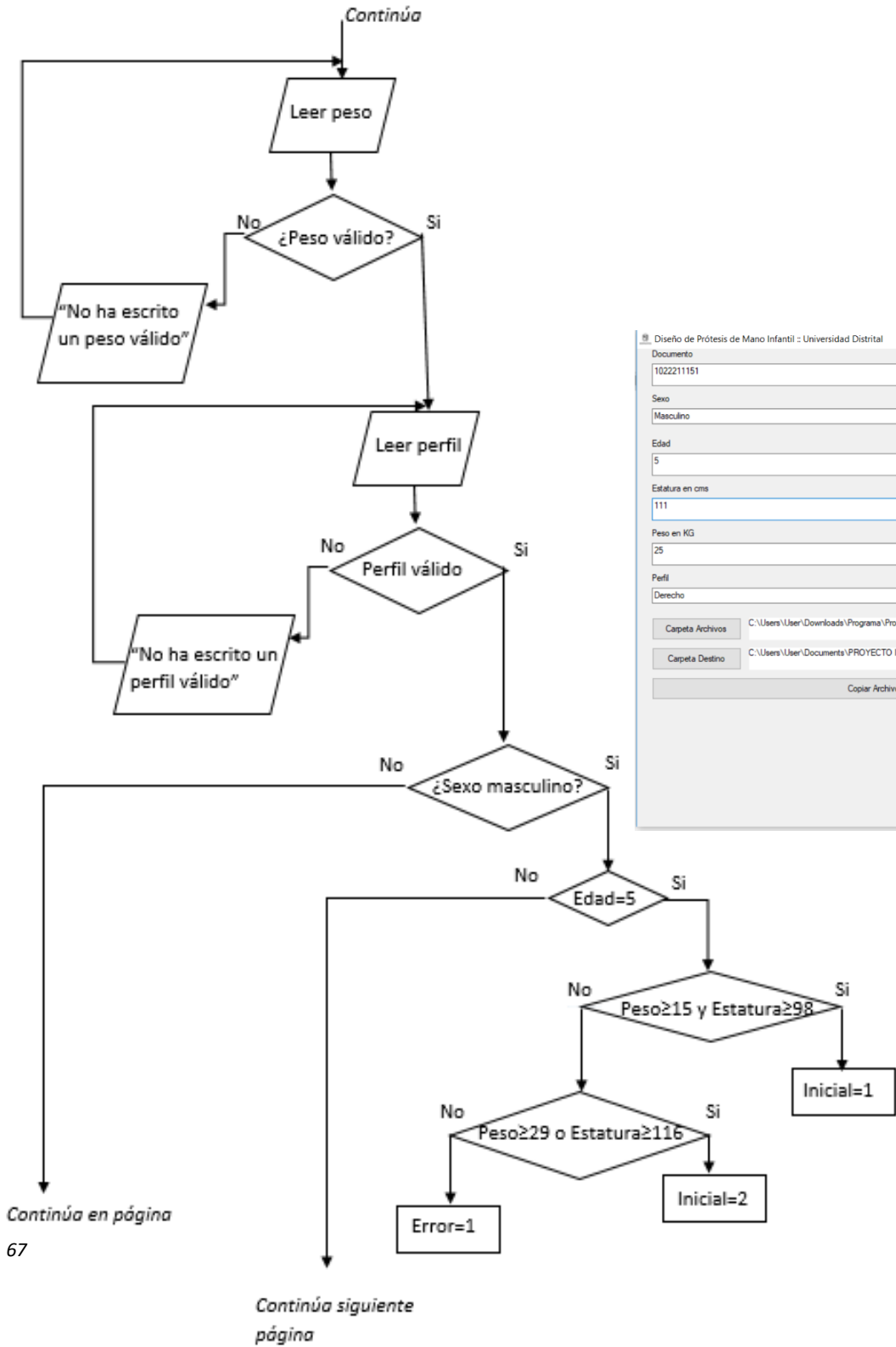
Mediante este diagrama se muestra el desarrollo de la programación anteriormente descrita y por el cual realiza el flujo la información de los usuarios en el programa.

Diagrama1 diagrama de flujo









Diseño de Prótesis de Mano Infantil :: Universidad Distrital

Documento: 1022211151

Sexo: Masculino

Edad: 5

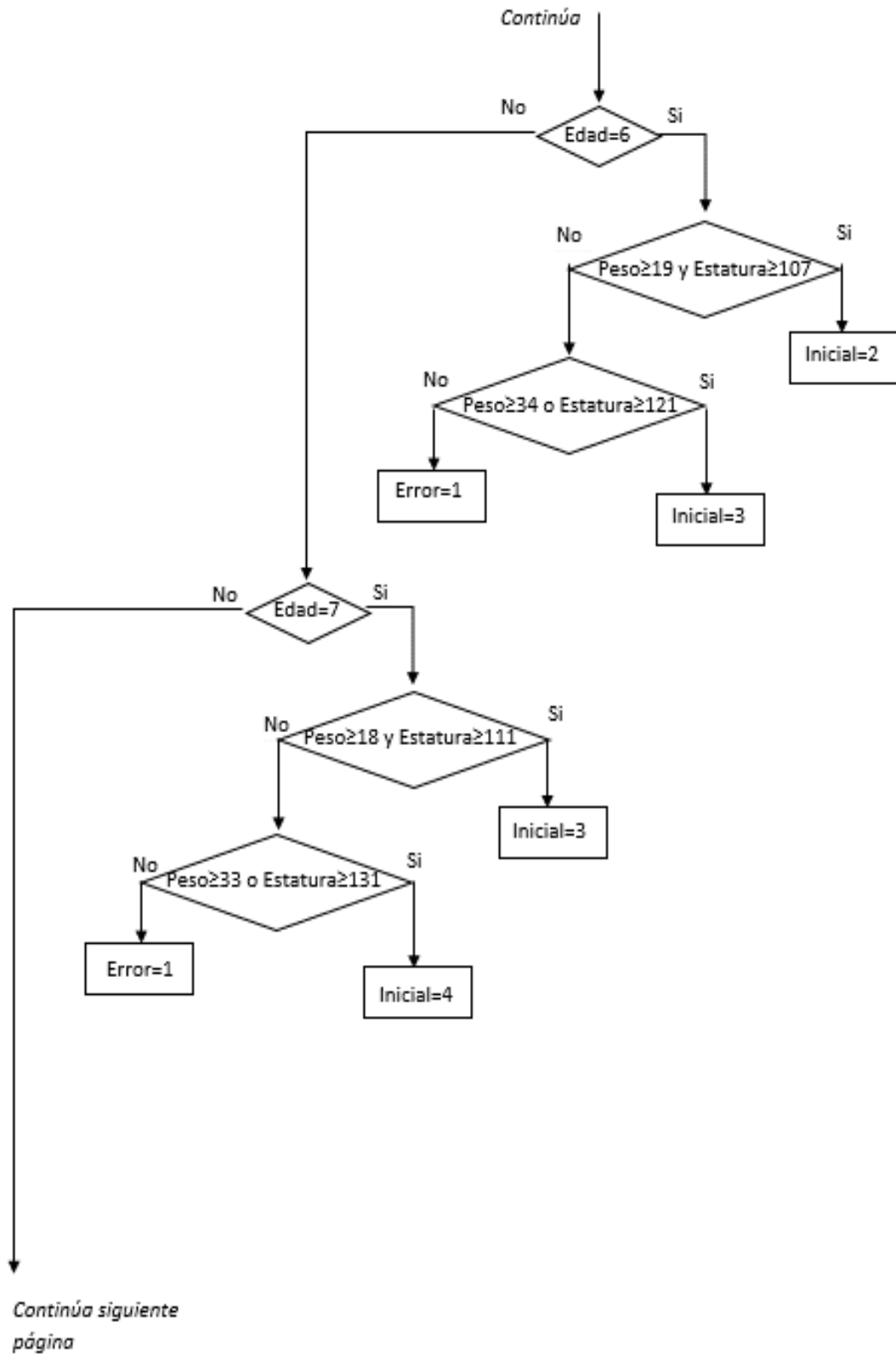
Estatura en cms: 111

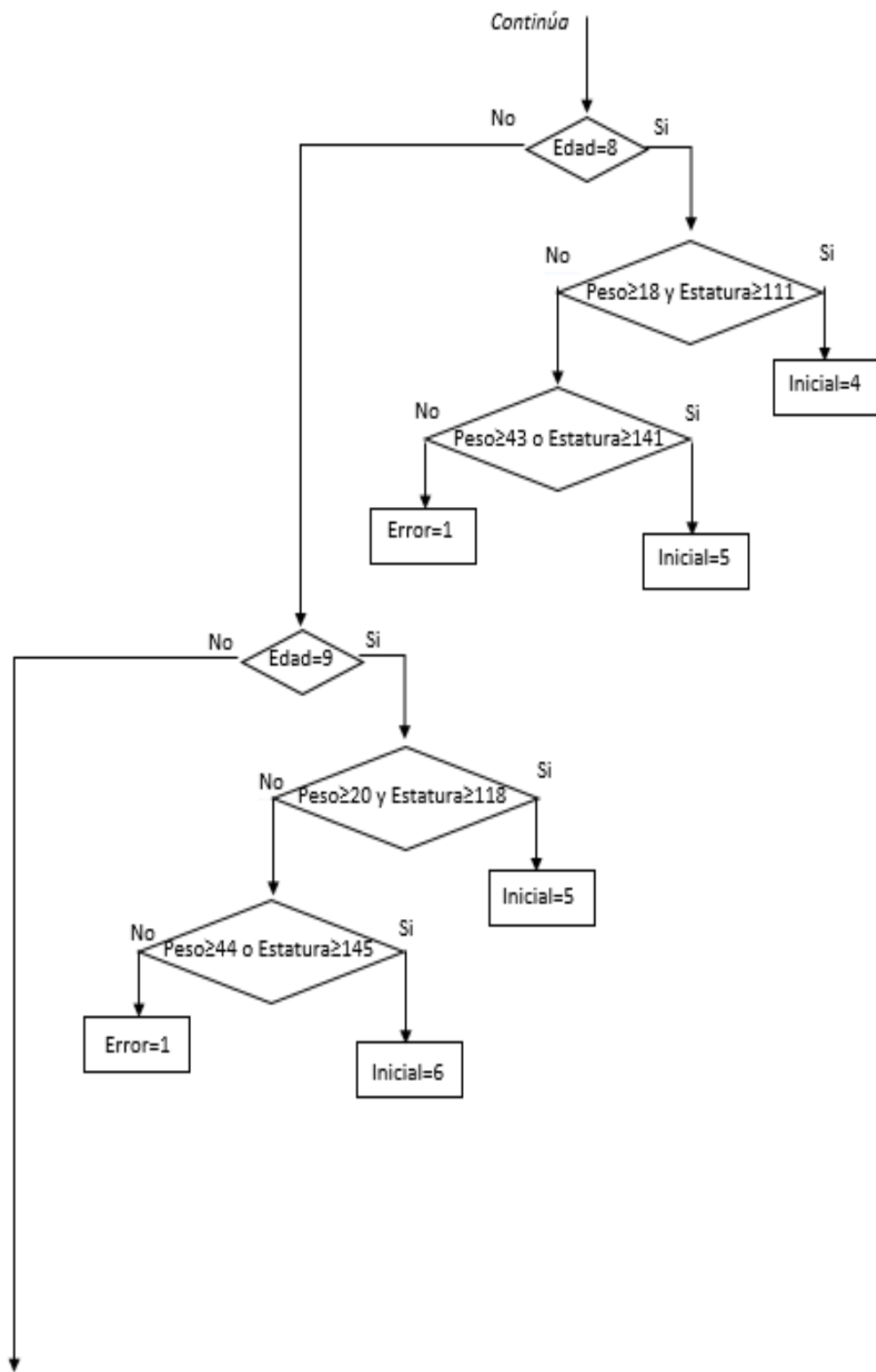
Peso en KG: 25

Perfil: Derecho

Carpetas: Carpeta Archivos: C:\Users\User\Downloads\Programa\Programa\Archivos; Carpeta Destino: C:\Users\User\Documents\PROYECTO INGENIERIA

Copiar Archivos





Continúa siguiente página

Diseño de Prótesis de Mano Infantil :: Universidad Distrital

Documento  
1022211151

Sexo  
Masculino

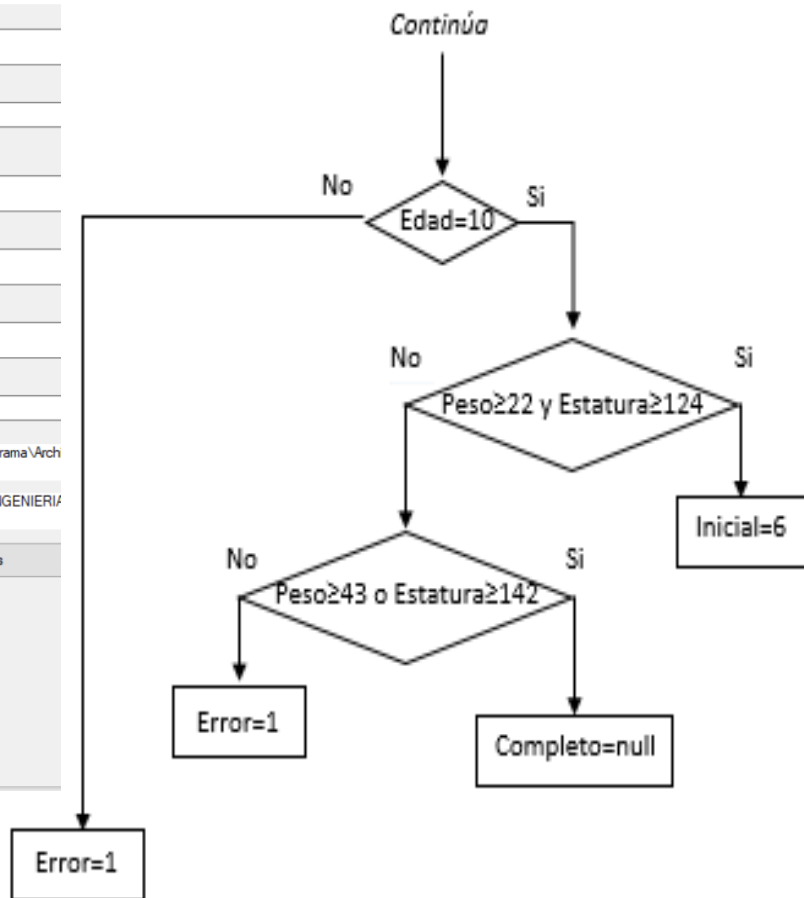
Edad  
11

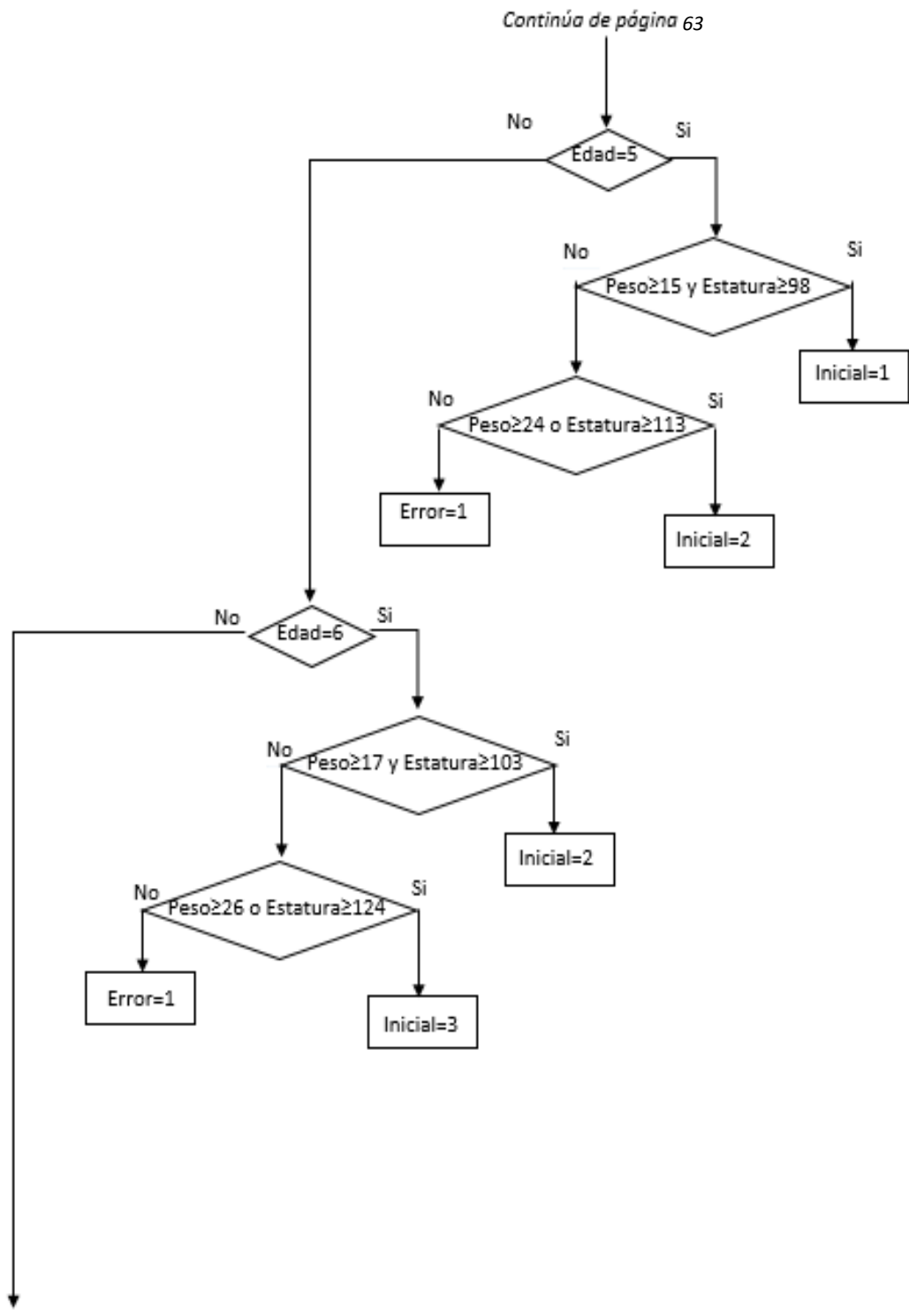
Atención ×  
Tiene Errores o le faltan campos

Derecho

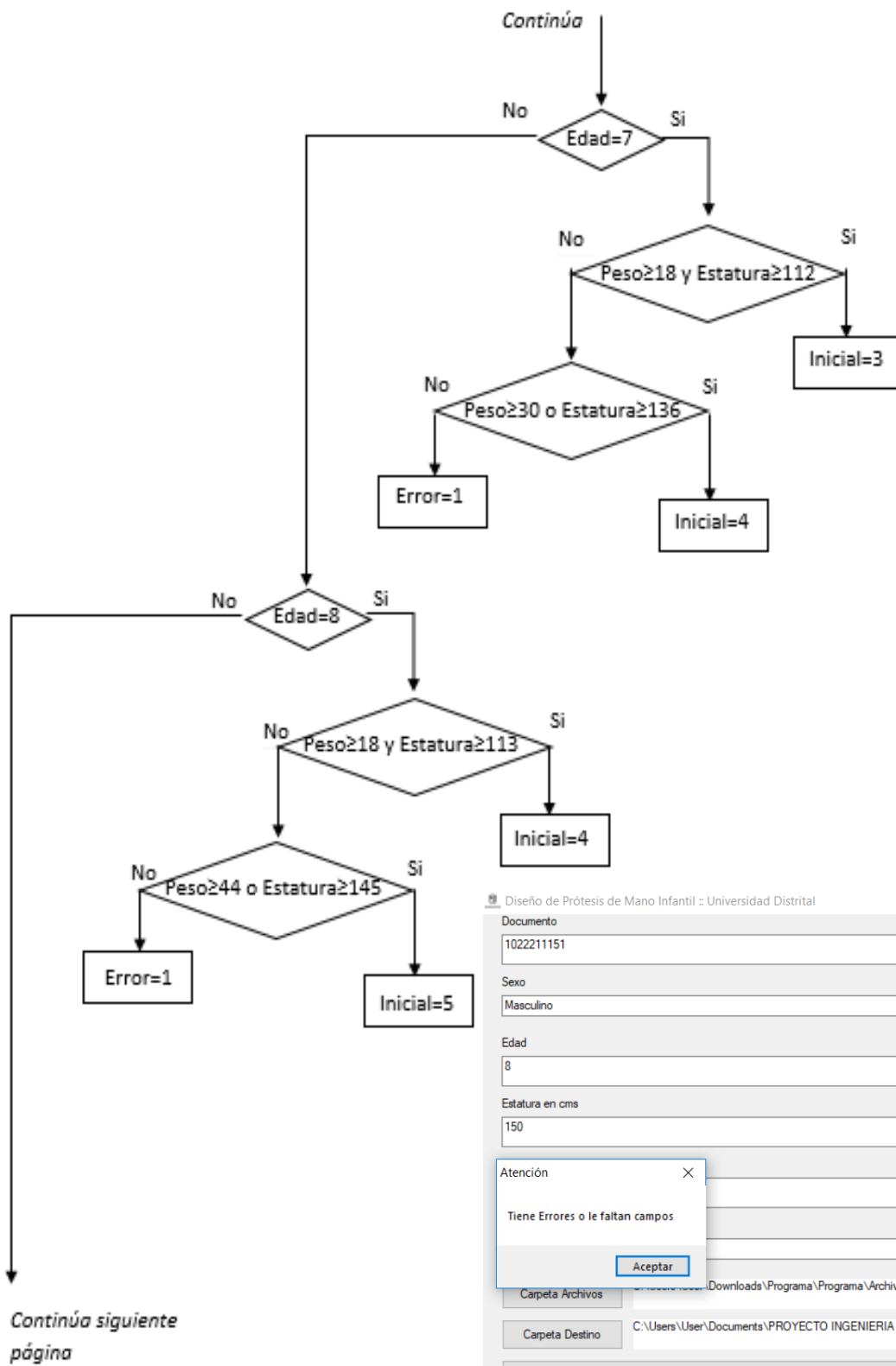
Carpeta Archivos C:\Users\User\Downloads\Programa\Programa\Arch

Carpeta Destino C:\Users\User\Documents\PROYECTO INGENIERIA





Continúa siguiente página



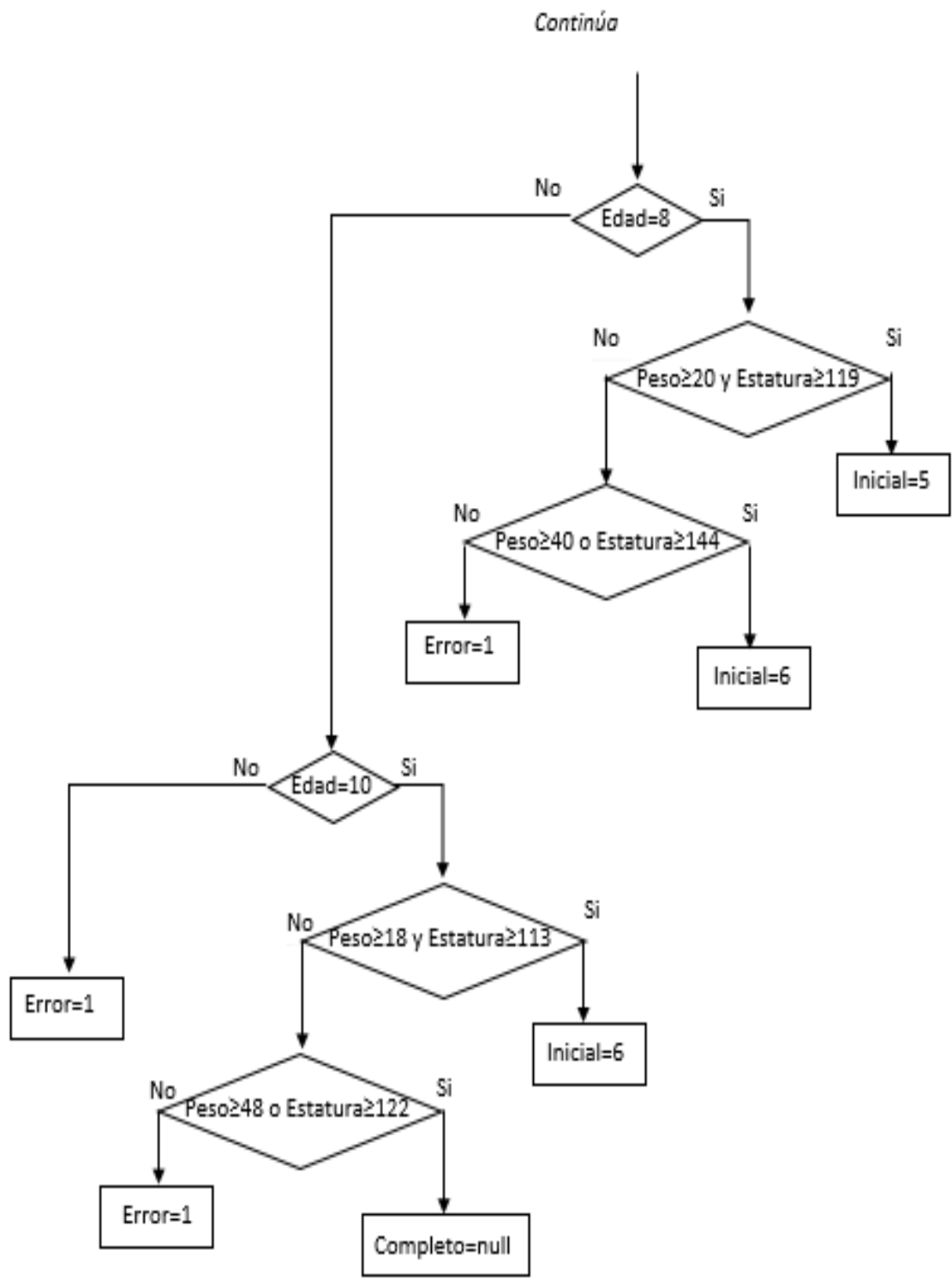
Diseño de Prótesis de Mano Infantil : Universidad Distrital

Documento	1022211151
Sexo	Masculino
Edad	8
Estatura en cms	150

Atención ×

Tiene Errores o le faltan campos

Carpeta Archivos	Downloads\Programa\Programa\Archivos
Carpeta Destino	C:\Users\User\Documents\PROYECTO INGENIERIA
<input type="button" value="Copiar Archivos"/>	





## 5.7 ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS

Para el análisis por elementos finitos de cada una de las piezas del conjunto de la prótesis se realiza un procedimiento en el cual se probará cada una de las piezas aplicando una carga simulando el levantamiento máximo de la carga que por definición de "*Weight and mode of carrying schoolbags at elementary school: effect of the school grades and sex*"<sup>29</sup> es de 10 kg máximo para los niños y niñas, por ende el peso máximo que se le realizara a cada uno de las piezas será de 5 kg debido a la repartición de la carga, para este análisis se han tomado en cuenta los siguientes datos:

Peso objetivo máximo: 5 kg

Peso prótesis: 0.377 kg

Material a simular: ABS

E: 20000 Mpa

Limite elástico: 40 Mpa

Carga total: 53.955 N

Con estas consideraciones los resultados observados se mostrarán en orden los procesos de simulación para cada una de las piezas:

### 5.7.1 Simulación falanges distal y proximal

Para simular las cargas que se pueden presentar en las falanges de la prótesis es necesario tener en cuenta cual es la capacidad para la que está diseñada, con el conocimiento de las cargas es necesario hacer una división de los esfuerzos en las partes que soportaran y se mostraran por medio de la simulación en la cual será la quinta parte de la capacidad total en cada una de sus piezas, al igual que la falange distal, la falange proximal se mostraran las cargas en forma de vectores en rojo y sus restricciones en vectores azules, adicional podremos ver el comportamiento de estas.

---

<sup>29</sup> Ingrid Thaianne Soares Batista "Weight and mode of carrying schoolbags at elementary school: effect of the school grades and sex" Universidade Federal do Vale do São Francisco - Av. Gleycimara Alves Pereira, 258, João de Deus - Petrolina (PE), Brazil - CEP: 56316-150 Received: August 2015; Accepted: June 2016

Fig. 26 Falange simulación cargas

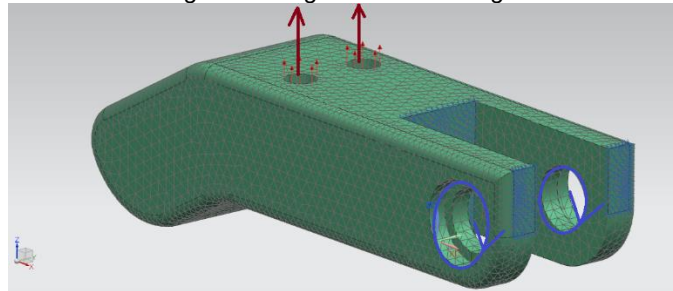


Fig. 27 y 28 Falange simulación comportamiento

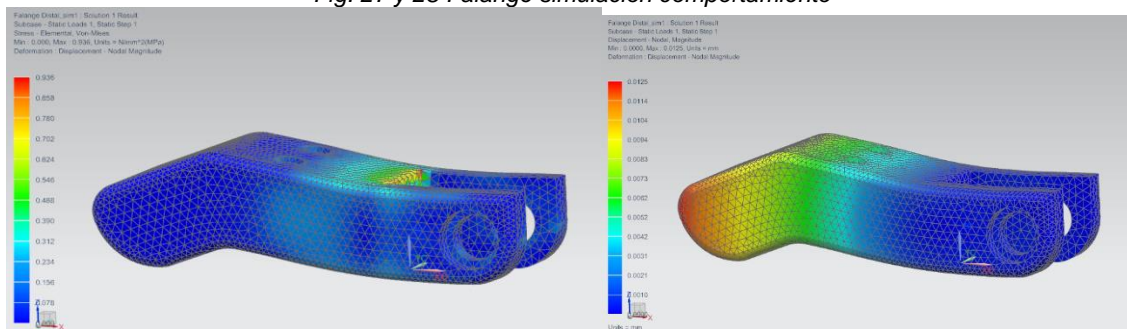


Fig. 29 simulación falange proximal cargas

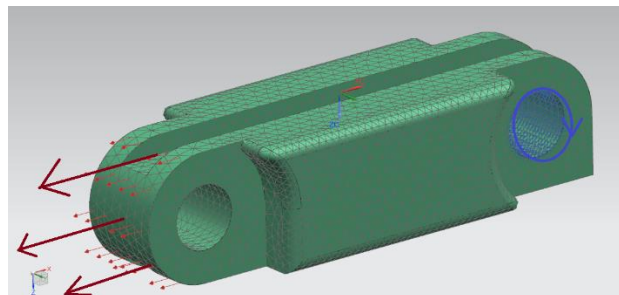
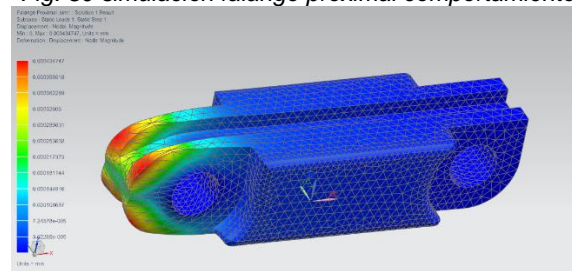


Fig. 30 simulación falange proximal comportamiento



### 5.7.2 Simulación de pasadores

Los pasadores que permiten la rotación de las articulaciones de la prótesis están sometidos principalmente a esfuerzos de cizallamiento, por lo tanto para los cinco tipos distintos de pasadores se asumió una restricción entre las cabezas y puntas que se alojan en los agujeros de los componentes articulados, y se aplicó una fuerza lineal proporcional a cuántos dedos interactuaban con las piezas articuladas por dicho pasador, teniendo en cuenta si la carga era repartida, como es el caso de los pasadores en la muñeca.

Fig.31 Disposición de cargas y restricciones para la simulación de los pasadores

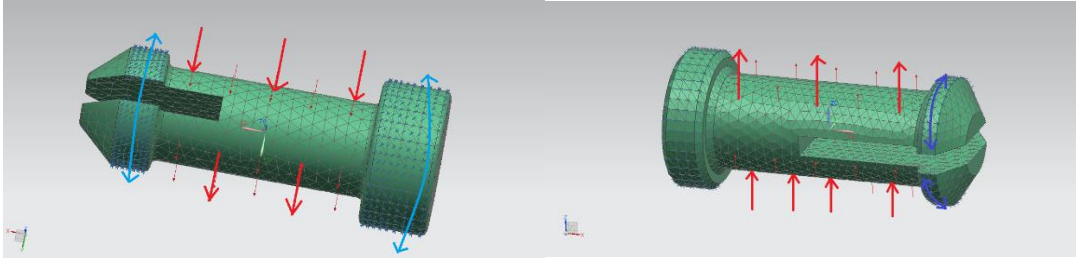
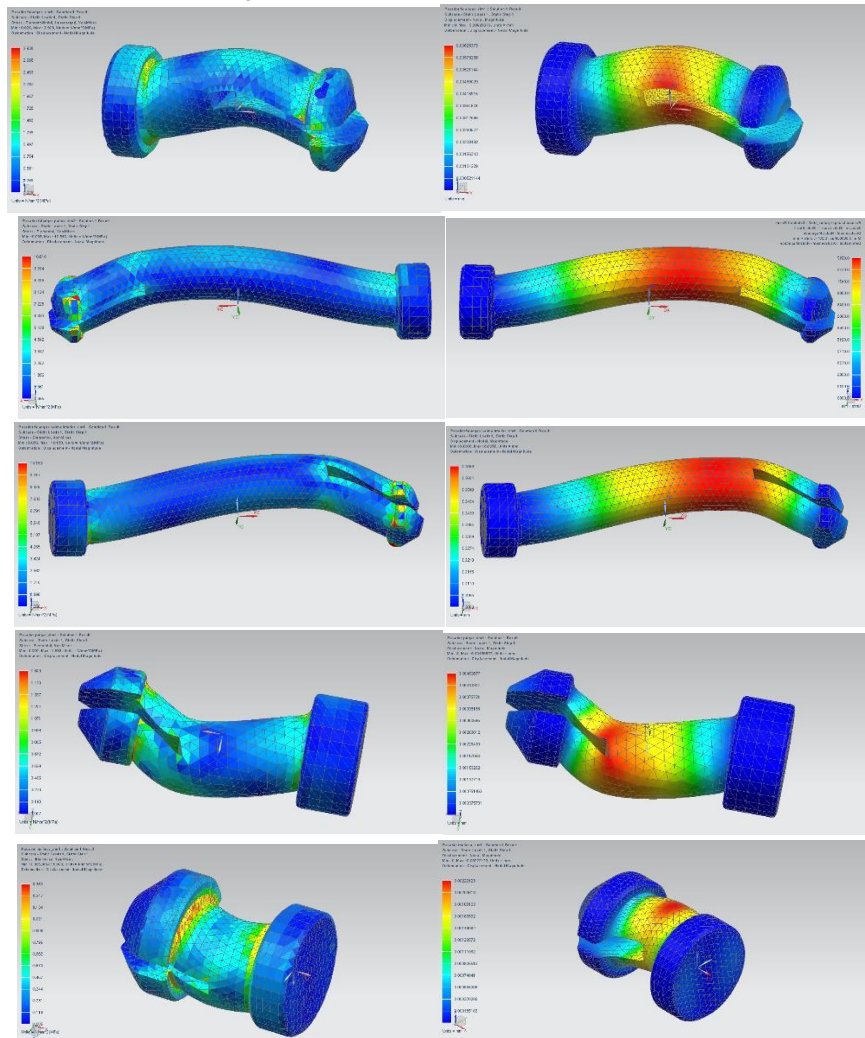


Fig.32 Comportamiento de los pasadores



### 5.7.3 Simulación palma.

Para la simulación de la pieza llamada palma se ha definido de una forma diferente ya que para esta se logra una simulación precisa debido a su geometría se ha sintetizado de una forma en la cual nos permita ver cuáles son las características que tendría esta pieza al ser sometida a las cargas que sufriría en los procesos reales, para este se ha tomado en cuenta los diseños<sup>30</sup> orientados a la mejora del paciente y las dimensiones ya nombradas anteriormente de las radiografías adquiridas, debido a la confidencialidad de este tipo de documentos no se pueden presentar pero por medio de la simulación se intenta dar una idea clara de las cargas a las cuales está sometida, por otro lado para los procesos de simulación debido a las condiciones de este es necesario una gran carga de análisis por parte del sistema y al no contar con las herramientas necesarias para su análisis se opta por dar una versión simplificada para que por medio de los ordenadores disponibles se obtenga un resultado valido.

Fig. 33 simulación palma cargas

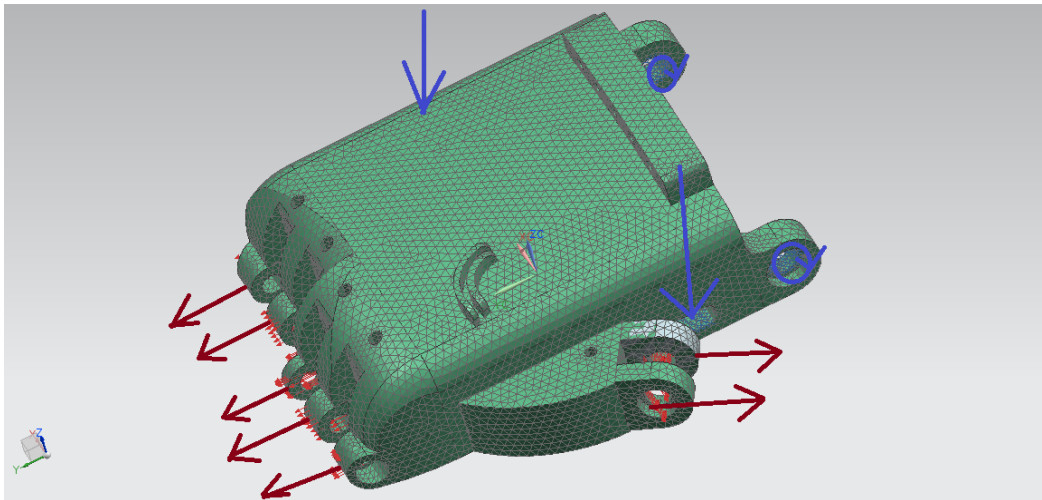
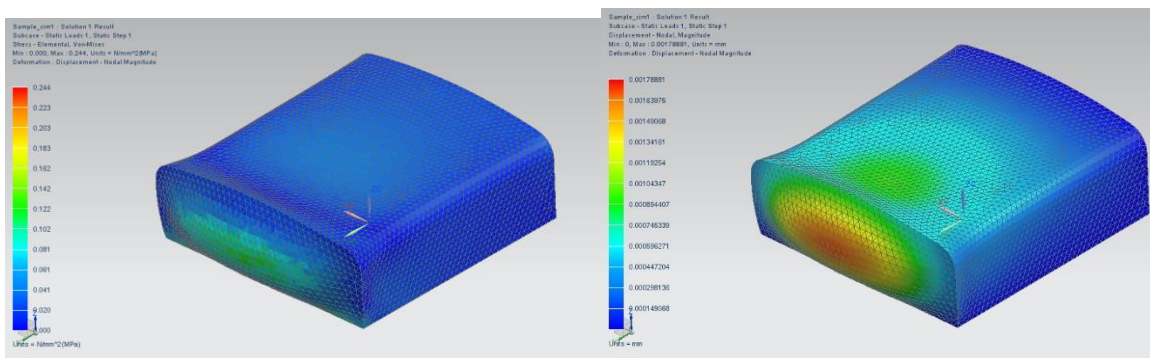


Fig. 34 y 35 simulación palma comportamiento



<sup>30</sup> Moore KL. Fundamentos de Anatomía con orientación clínica. 4ta. ed. Editorial Médica Panamericana: 2002. p. 777, 795.

### 5.7.4 Simulación carcasa secundaria

En el caso de la carcasa secundaria es la pieza con mayor restricción de todas ya que es la que se fija al usuario y se puede apreciar por medio de los vectores que indican su restricción en azul y la cantidad similar de vectores en rojo que muestra la cargas a las que esta sometido.

Fig. 36 Simulación carcasa secundaria cargas

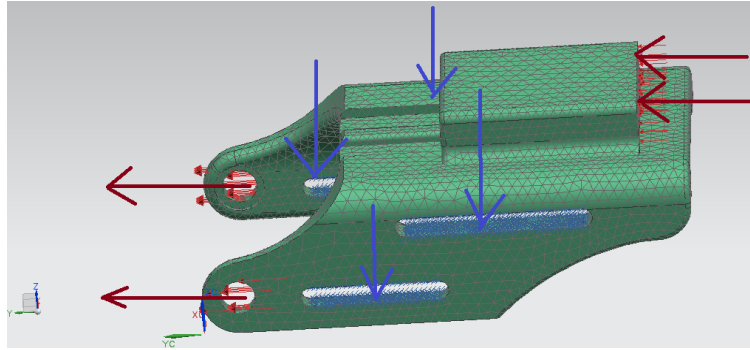
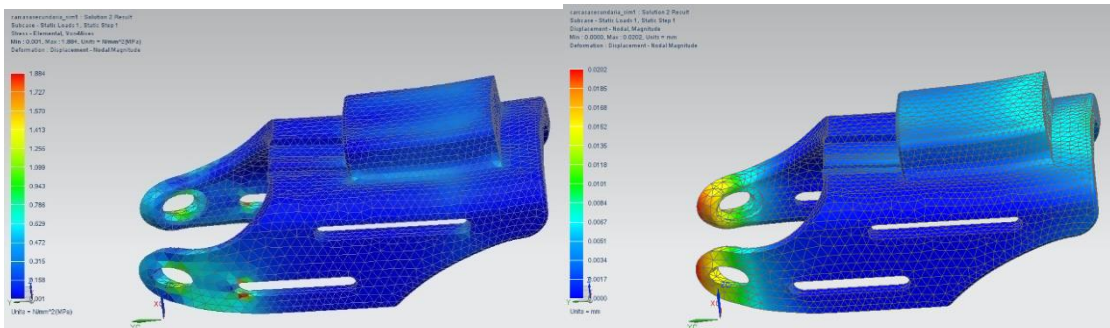


Fig. 37 y 38 Simulación carcasa secundaria comportamiento



### 5.7.5 Simulación complemento cuadrado.

En el complemento cuadrado se puede observar que sus restricciones son solo las que generan la sujeción del tornillo y así por medio de vectores en rojo podemos ver sus cargas y en azul sus restricciones.

Fig. 39 Simulación complemento cuadrado cargas

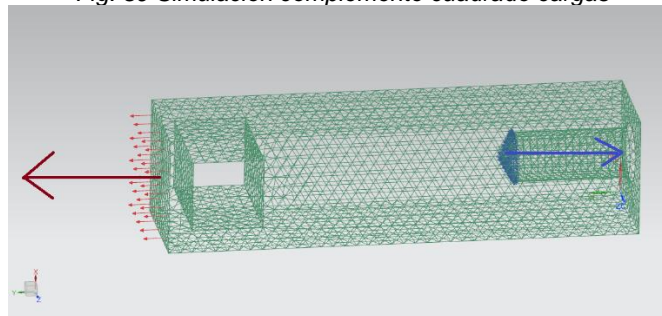
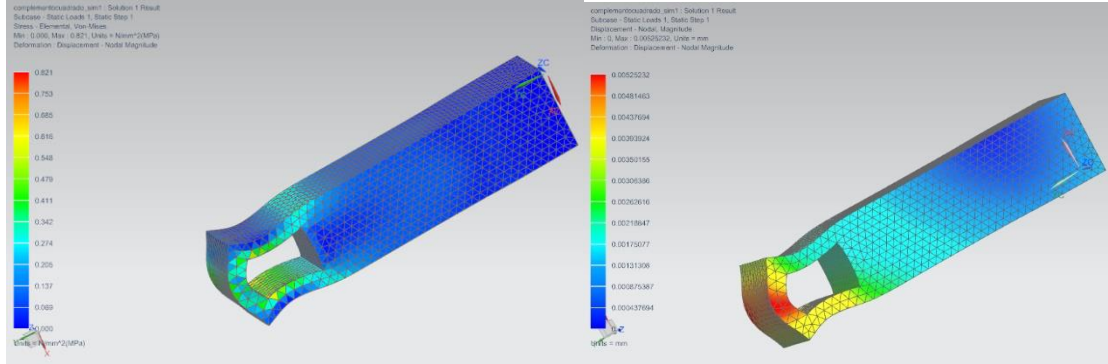




Fig. 40 y 41 Simulación complemento cuadrado comportamiento



### 5.7.6 Simulación soporte central

En el soporte central debido al trabajo que esta pieza realiza dentro de la estructura de la prótesis no tiene restricciones simplemente se puede observar las cargas que la afectan en multiples direcciones y están representadas en vectores de color rojo.

Fig. 42 Simulación soporte central cargas

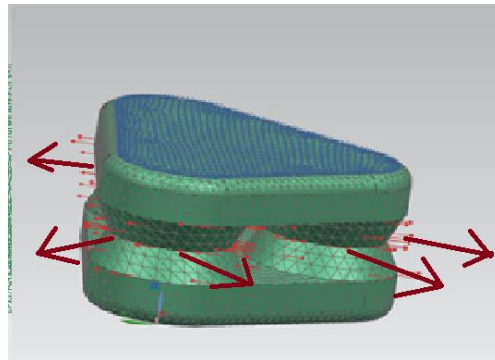
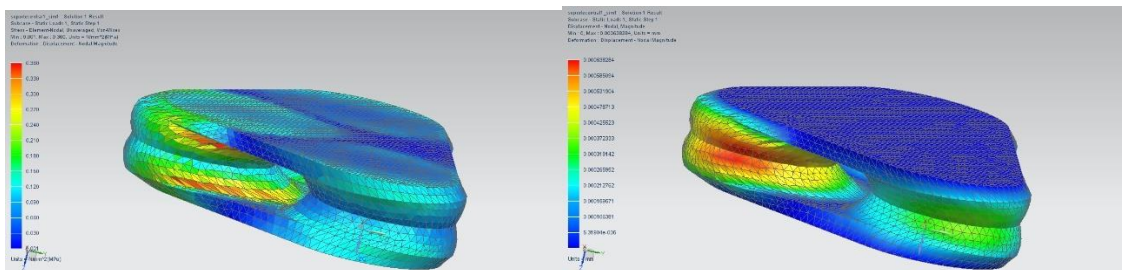


Fig. 43 Simulación soporte central, comportamiento



### 5.7.7 Simulación pulgar

Para simular las cargas que se pueden presentar en el pulgar de la prótesis es necesario tener en cuenta cual es la capacidad para la que está diseñada, con el conocimiento de las cargas es necesario hacer una división de los esfuerzos en las partes que soportaran y se

mostrarán por medio de la simulación en la cual será la quinta parte de la capacidad total en cada una de sus piezas, en las que se muestra las cargas en forma de vectores en rojo y sus restricciones en vectores azules, adicional podremos ver el comportamiento de estas.

Fig. 44 Simulación pulgar cargas

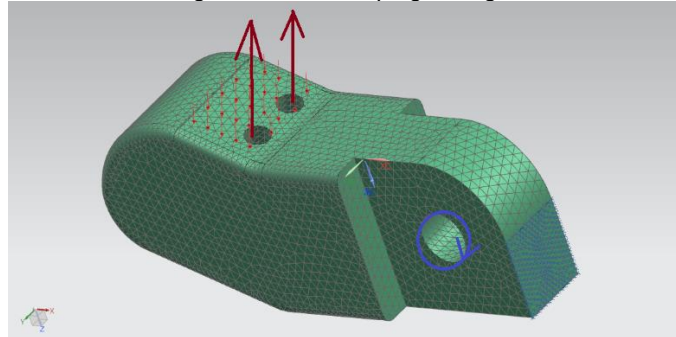
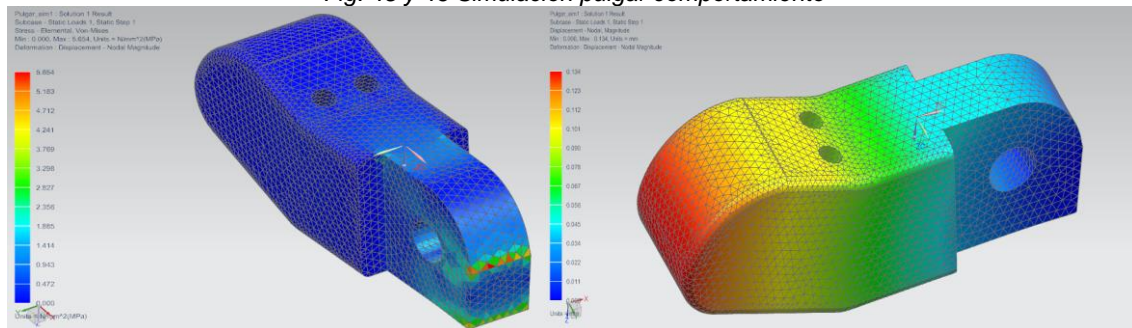


Fig. 45 y 46 Simulación pulgar comportamiento



## 5.8 COMPARACIÓN CON OTROS MATERIALES

Para aprovechar adecuadamente las herramientas informáticas disponibles, aprovechamos que NX nos permite repetir los análisis de elementos finitos con diferentes materiales de ingeniería para considerar alternativas en el futuro desarrollo del proyecto. Inicialmente se simularon dos materiales de uso muy tradicional como punto de comparación, el acero AISI 4340 y el Aluminio 2014. Ya teniendo en cuenta el proceso de manufactura por adición con el que se ha contemplado el diseño desde su inicio, también simulamos cinco polímeros comúnmente empleados en la impresión 3D:<sup>31</sup> nailon, policarbonato, polietileno, polipropileno y poliuretano.

Los resultados tenidos en cuenta para comparar el desempeño de los materiales simulados son los valores de esfuerzo y deformación, compilados en las siguientes tablas para cada pieza de la prótesis:

<sup>31</sup> Rhoringer, Sean. Los 25 mejores filamentos 3D para imprimir. <https://all3dp.com/es/1/filamento-3d-filamento-impresora-3d/>

<b>Carcasa secundaria</b>		
<b>Material</b>	<b>Desplazamiento máximo</b>	<b>Esfuerzo máximo</b>
ABS	0.0202 mm	1.884 MPa
Aluminio 2014	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000556449, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 3.903, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000211248, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 3.881, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.0101057, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 1.2717 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Policarbonato	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.0101057, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 1.1896 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0404, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 6.3042 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0202, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 2.3793 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0449, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	carcasasecundaria_sim1 : Solution 2 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.8995 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Complemento cuadrado		
Material	Desplazamiento máximo	Esfuerzo máximo
ABS	5.25x10 <sup>-3</sup> mm	0.821 MPa
Aluminio 2014	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000144268, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 1.663, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 5.45445e-005, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 1.721, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00262616, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.5662 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Policarbonato	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00420186, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.5296 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00525232, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Strain - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 3.54353e-008, Max : ( 2.8068 , Units = m Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00525232, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 1.0593, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.0116718, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	complementocuadrado_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.4004 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

<b>Falange distal</b>		
<b>Material</b>	<b>Desplazamiento máximo</b>	<b>Esfuerzo máximo</b>
ABS	0.0125 mm	0.936 MPa
Aluminio 2014	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000346634, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 2.162, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000132097, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 2.258, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00624228, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.6455 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Policarbonato	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00998765, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.6038 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0250, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 3.2005 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0125, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 1.2077 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0277, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Distal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.4658 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

Falange proximal		
Material	Desplazamiento máximo	Esfuerzo máximo
ABS	4.34x10 <sup>-4</sup> mm	0.236 MPa
Aluminio 2014	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 1.13598e-005, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.291, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 4.17057e-006, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.292, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000217373, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.1627 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Policarbonato	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000347797, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.1522 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000869494, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.8068 , Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000434747, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.3045, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000966104, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Falange Proximal_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.1151 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Pasador falanges palma interior		
Material	Desplazamiento máximo	Esfuerzo máximo
ABS	0.0658 mm	10.159 MPa
Aluminio 2014	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00180921, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.04, Max : 24.83, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000685416, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.04, Max : 25.50, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0329, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.03, Max : 7.0062, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polycarbonato	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0527, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.03, Max : 6.5541, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.000, Max : 0.132, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.03, Max : 34.731, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0658, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.03, Max : 13.108, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.000, Max : 0.146, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma interior_sim1 : Solution 1 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.03, Max : 4.9556, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

Pasador falanges palma		
Material	Desplazamiento máximo	Esfuerzo máximo
ABS	0.0517 mm	10.818 MPa
Aluminio 2014	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00145807, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.062, Max : 11.619, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00055622, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.065, Max : 12.053, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0259, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.065, Max : 7.4606, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Policarbonato	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0414, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.065, Max : 6.6793, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.1034, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.065, Max : 36.984, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0517, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.065, Max : 13.958, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.1149, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges palma_sim2 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Strain - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 6.78593e-005, Max : 5.2770, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

Pasador falanges		
Material	Desplazamiento máximo	Esfuerzo máximo
ABS	6.253x10 <sup>-3</sup> mm	2.938 MPa
Aluminio 2014	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000176399, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.029, Max : 3.146, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 6.7281 e-005, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.037, Max : 3.243, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00312686, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.026, Max : 2.0262 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Policarbonato	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00500298, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.026, Max : 1.8954 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0125, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.026, Max : 10.044 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00625373, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.026, Max : 3.7909, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0139, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador falanges_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.026, Max : 1.4331 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Pasador Muñeca		
Material	Desplazamiento máximo	Esfuerzo máximo
ABS	9.320x10 <sup>-3</sup> mm	1.360 MPa
Aluminio 2014	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 6.00949e-005, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 1.422, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 2.24183e-005, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 1.444, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00111062, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 0.9379 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polycarbonato	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00177698, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 0.8774 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00901754, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 4.6495 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00222123, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 1.7583, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.0100195, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador muñeca_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 0.6634 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

Pasador Pulgar		
Material	Desplazamiento máximo	Esfuerzo máximo
ABS	4.51x10 <sup>-3</sup> mm	1.603 MPa
Aluminio 2014	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000125945, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.007, Max : 3.350, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 4.81704e-005, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.007, Max : 3.397, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00225439, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 1.1055 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Policarbonato	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 3.295, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 1.0341 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00901754, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 5.4803 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00450877, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 2.0683 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.0100195, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.005, Max : 0.7819 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Pulgar		
Material	Desplazamiento máximo	Esfuerzo máximo
ABS	0.134 mm	5.654 MPa
Aluminio 2014	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00372781, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.00, Max : 12.29, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00142022, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.007, Max : 3.397, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.0672, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 3.8993, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polycarbonato	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.0000, Max : 0.1075, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 3.6477, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.000, Max : 0.269, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 19.329 , Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	Pasador pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00450877, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 7.2954, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0.000, Max : 0.299, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	Pulgar_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 2.7580, Units = N/mm^2(MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

Soporte central		
Material	Desplazamiento máximo	Esfuerzo máximo
ABS	6.382x10 <sup>-3</sup> mm	0.360 MPa
Aluminio 2014	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 1.66704e-005, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.367, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Acero AISI 4340	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 6.09687e-006, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.000, Max : 0.371, Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Nailon	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000319142, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.001, Max : 0.2482 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polycarbonato	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000510628, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.001, Max : 0.2322 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polietileno	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00127657, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.001, Max : 1.2307 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Polipropileno	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.000638284, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.001, Max : 0.4645 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
Poliuretano	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Displacement - Nodal, Magnitude Min : 0, Max : 0.00141841, Units = mm Deformation : Displacement - Nodal Magnitude	soportecentral1_sim1 : Solution 1 Result Subcase - Static Loads 1, Static Step 1 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises Min : 0.001, Max : 0.1756 Units = N/mm <sup>2</sup> (MPa) Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

Inicialmente podemos decir que todos los materiales, excepto el polietileno, muestran un comportamiento favorable, pues los esfuerzos máximos de cada pieza se encuentran muy por debajo de los esfuerzos de fluencia de cada material, según los valores contemplados en las bases de datos de NX:

Material	Módulo elástico (MPa)	Esfuerzo de fluencia (MPa)
ABS	2000	40
Al2014	73000	430
AISI4340	193000	1178
Nailon	4000	58
Policarbonato	2500	62
Polietileno	1000	11.7
Polipropileno	2000	31
Poliuretano	900	82

El polietileno, que tiene el menor esfuerzo de fluencia, superó este límite en los pasadores que articulan las falanges con la palma, y en el pulgar, por lo que se descarta por completo como opción para futuros desarrollos.

Ambos metales demuestran una afectación mínima con las cargas contempladas para la prótesis, en proporción a su esfuerzo de fluencia. Sin embargo, las formas irregulares del diseño demorarían y encarecerían significativamente su fabricación, y su dureza y rigidez supondrían un desgaste prematuro en los tensores y elásticos que accionan la prótesis. Adicionalmente, estos metales deben ser sometidos a tratamientos contra la corrosión para disminuir riesgos sanitarios en su interacción diaria con un paciente, lo que supondría más gastos adicionales.

Los demás polímeros considerados, incluyendo el ABS empleado en la propia construcción de la prótesis, son empleados constantemente en la industrial alimentaria, son biocompatibles y no presenta riesgos significativos para los pacientes, solo presentando precauciones en el momento de su manipulación en la impresora 3D<sup>32</sup>. El policarbonato en particular es el polímero con mejor desempeño en términos de relación esfuerzo máximo/fluencia, y debe ser tenido en cuenta para posibles prótesis con necesidades específicas de cargas mayores al promedio, junto con el nailon, que tuvo un desempeño

<sup>32</sup> Final report on the safety assessment of polyethylene.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17365139>

muy similar. Los resultados del nailon son bastante similares a los del ABS, por lo que debe considerarse como una opción dependiendo de la disponibilidad que se tenga de ambos materiales. El poliuretano fue el material en el que se generaron los esfuerzos de menor magnitud, pero también las mayores deformaciones; este material es más flexible que los demás polímeros, y se incluyó en el análisis para explorar su potencial para posibles accesorios de la prótesis, y no como material base de esta.

Como único material disponible para el equipo presente en las instalaciones de la universidad, el ABS, sin ser la opción óptima, cumple más que satisfactoriamente con las exigencias del proyecto, pues como se ha mencionado, las cargas aplicadas generan esfuerzos inferiores al límite de fluencia, y las deformaciones son de magnitud tan baja que son prácticamente imperceptibles a simple vista.

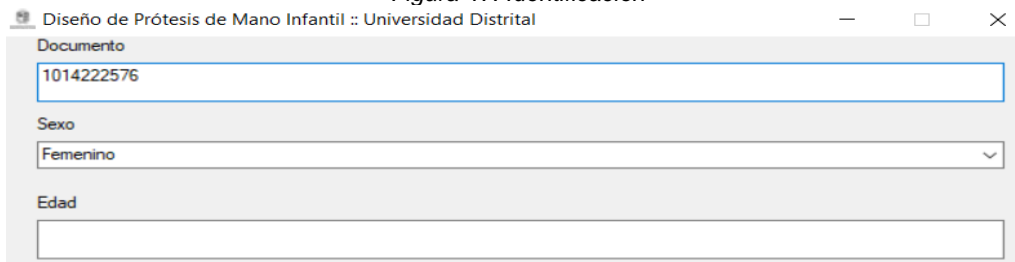
## 6 UTILIZACIÓN DEL APLICATIVO

La utilización del aplicativo se desarrolla con el fin de ser lo más amigable posible con todos los usuarios dentro del proceso de fabricación de la prótesis y aún más con el usuario, ya que no será necesario contar con personal adicional que preste los servicios para la toma de medidas antropométricas del usuario, sino que con simples mediciones que se pueden realizar al usuario en forma práctica e indolora, serán suficientes para que el operario de la prototipadora sea capaz de utilizar el aplicativo sin ningún tipo de inconveniente y así poder desarrollar de forma más rápida las prótesis requeridas.

### 6.1 IDENTIFICACIÓN

Se precisa de este dato con el fin de ser fácilmente identificada la carpeta que contiene los archivos necesarios para la producción de la prótesis, ya que el programa genera dicha carpeta con esta identificación como nombre.

Figura 47: Identificación



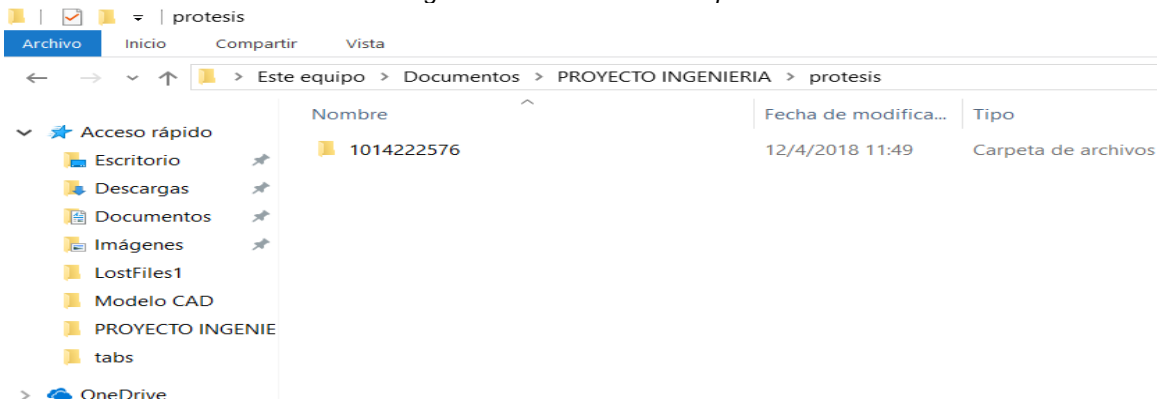
Diseño de Prótesis de Mano Infantil :: Universidad Distrital

Documento  
1014222576

Sexo  
Femenino

Edad

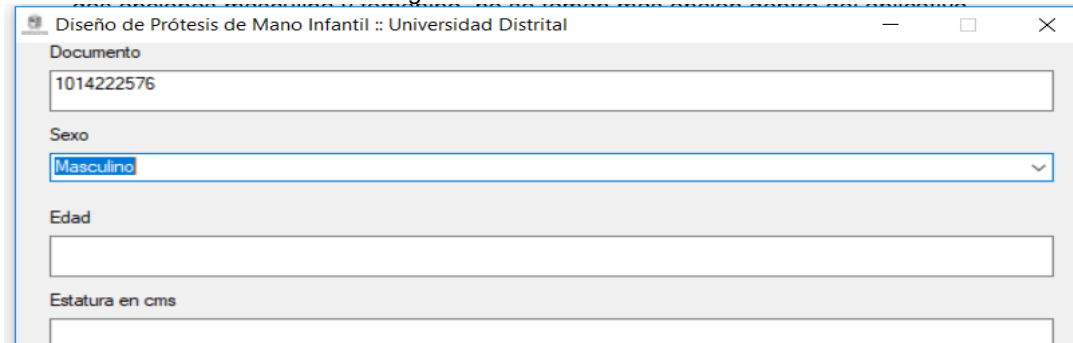
Figura 48: Generación de carpeta



## 6.2 SELECCIÓN DE SEXO

Se seleccionará el sexo del usuario en el cuadro conveniente para esta se contará con dos opciones masculino y femenino, no se toman más opción dentro del aplicativo.

Figura 49: Selección de sexo

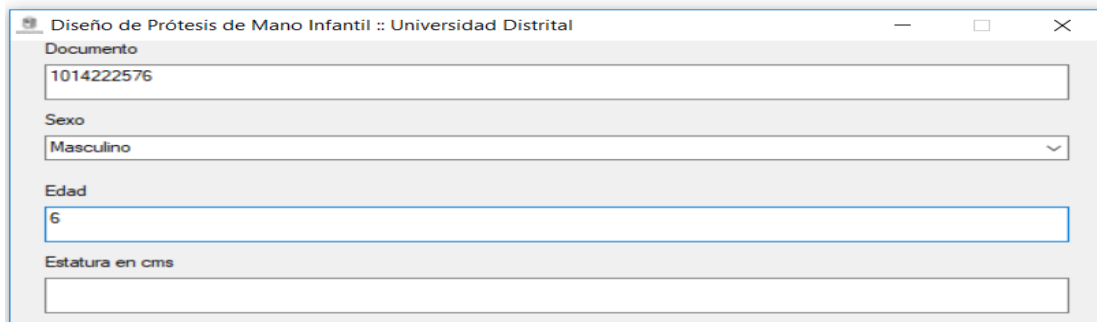


The screenshot shows a window titled "Diseño de Prótesis de Mano Infantil :: Universidad Distrital". It contains several input fields: "Documento" with the value "1014222576", "Sexo" with a dropdown menu showing "Masculino", "Edad" (empty), and "Estatura en cms" (empty).

## 6.3 SELECCIÓN DE EDAD

Para seleccionar la edad del paciente es necesario tener en cuenta la edad que tiene en el momento de generar la prótesis, porque las prótesis se generan según estadísticas que hacen referencia a las edades de los usuarios, es decir si el usuario tiene edad de 5 años y 10 meses no se debe decir que tiene 6, no es necesario realizar aproximaciones se debe dar la edad exacta en el momento de generar la prótesis.

Figura 50: Selección de edad



The screenshot shows the same application window as Figure 49, but now the "Edad" input field contains the value "6". The other fields remain the same: "Documento" is "1014222576", "Sexo" is "Masculino", and "Estatura en cms" is empty.

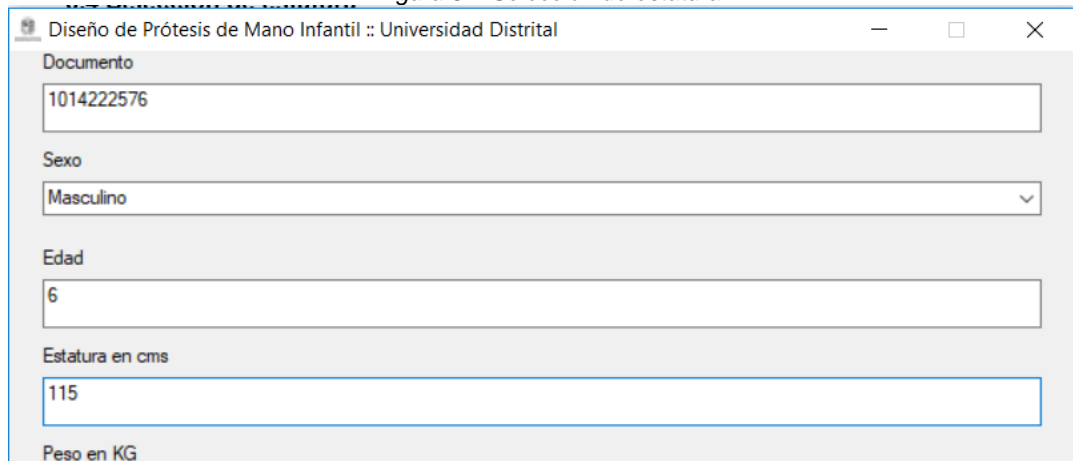
## 6.4 SELECCIÓN DE ESTATURA

La estatura del usuario de la prótesis debe estar expresada en centímetros, pero esta debe ser tomada el día anterior<sup>33</sup> dos veces en el día, una en la mañana y otra en la noche,

<sup>33</sup> K. C. Cole en "El universo y la taza de té. Las matemáticas de la verdad y de la belleza," Ediciones Grupo Zeta, 1999,

realizar el promedio estas dos medidas, será la medida que se le proporcionará al programa para realizar la selección de la prótesis más acertada para el usuario.

Figura 51: Selección de estatura



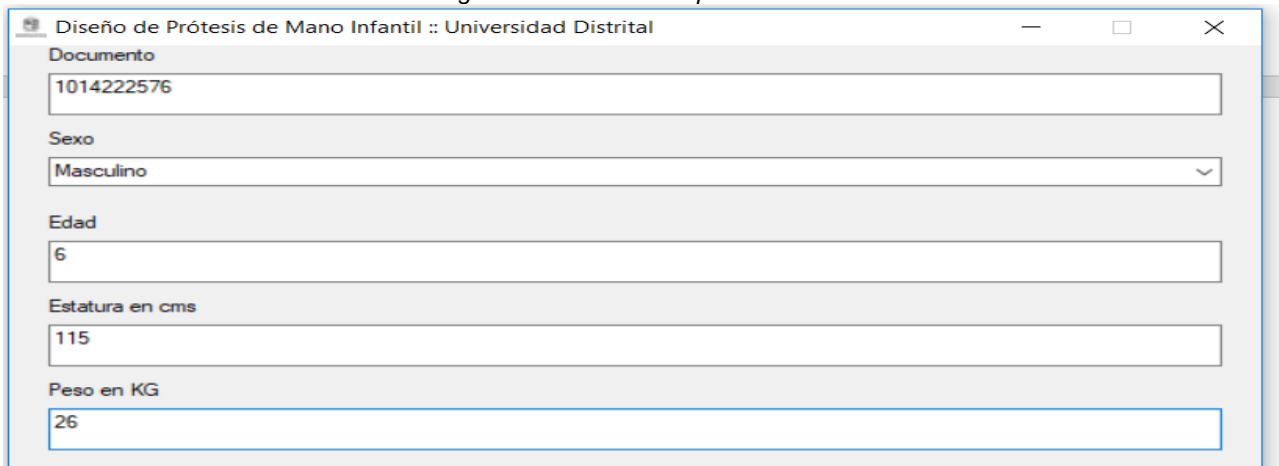
The screenshot shows a software window with the following fields and values:

Field	Value
Documento	1014222576
Sexo	Masculino
Edad	6
Estatura en cms	115
Peso en KG	

## 6.5 SELECCIÓN DE PESO

Para la selección del peso del usuario este debe estar expresado en kg, lo más recomendable es pesar al usuario una vez se está listo para dar inicio el proceso de fabricación de la prótesis.

Figura 52: Selección de peso



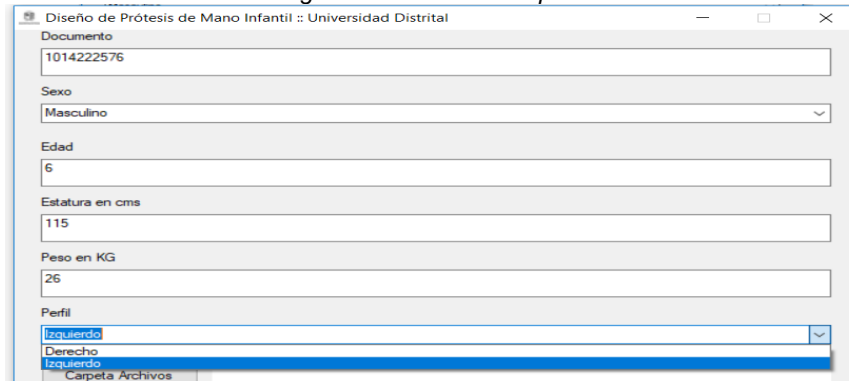
The screenshot shows the same software window with the following fields and values:

Field	Value
Documento	1014222576
Sexo	Masculino
Edad	6
Estatura en cms	115
Peso en KG	26

## 6.6 SELECCIÓN DE PERFIL

Para la selección de perfil se debe escoger el perfil que el usuario necesite la prótesis, con la que no cuente parcial o totalmente.

Figura 53: Selección de perfil



## 6.6 SELECCIÓN DE CARPETAS

Para la selección de las carpetas, las cuales serán dispuestas para albergar los archivos de cada una de las prótesis, estas deben estar bien definidas tanto las del programa como donde se dispondrán las que estarán identificadas con el documento de cada usuario.

### 6.6.1 Carpetas de archivo

Esta ruta de archivo debe estar completamente identificada por el operador del programa ya que de allí se tomarán los archivos que el programa identifique como necesario para cada uno de los usuarios que hayan dado sus datos.

Figura 54.: Ruta de archivos del aplicativo

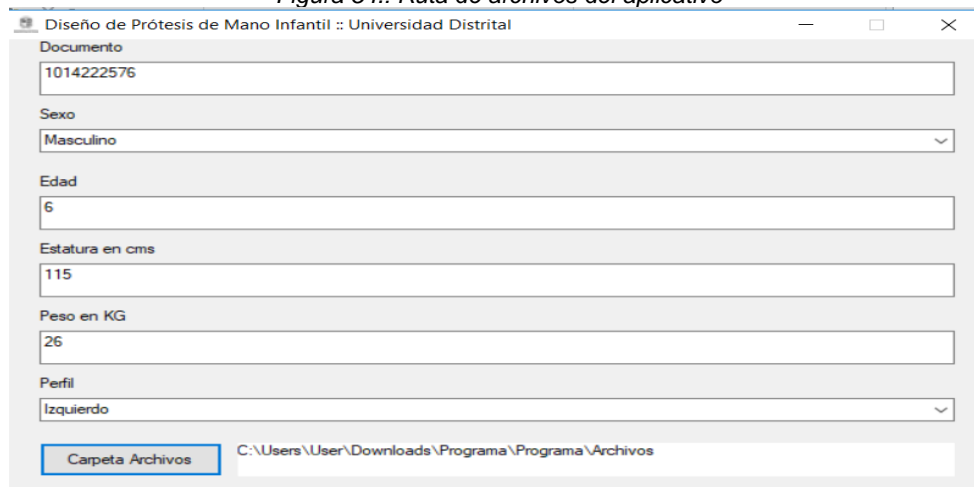
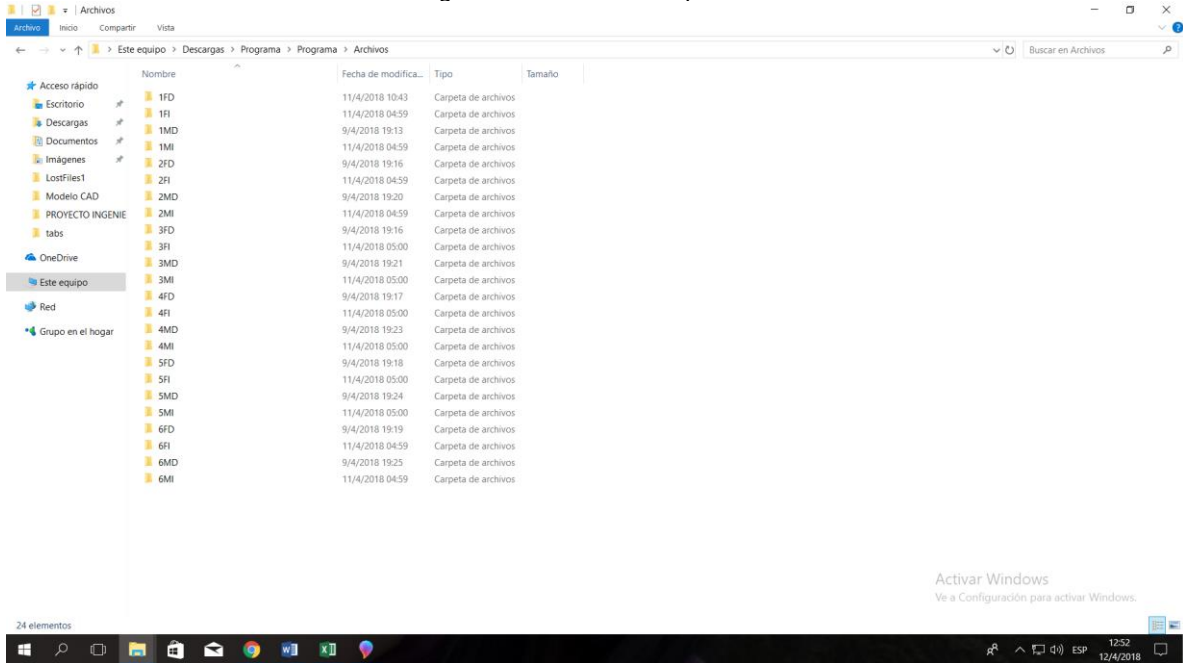




Figura 55.: Archivos de aplicativo



### 6.6.2 Carpeta de destino

Esta ruta de archivo debe estar completamente identificada por el operador del programa porque en esta estarán los archivos que se crearán para cada uno de los usuarios y en esta se creara una carpeta para cada uno de los usuarios con su número de identificación.

Figura 56: Ruta para generación de archivos

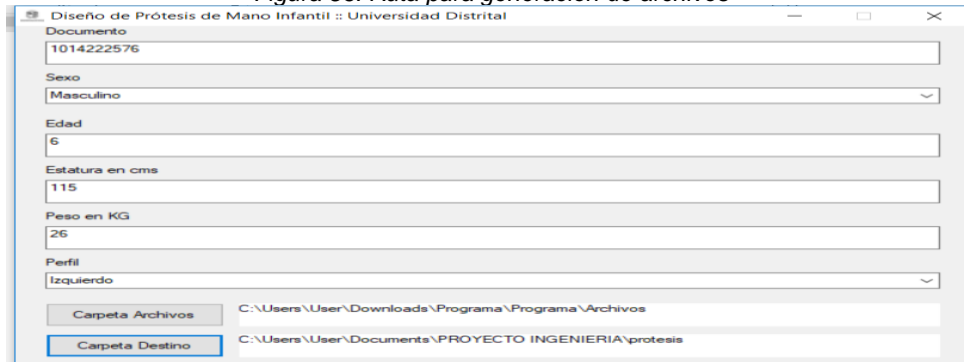
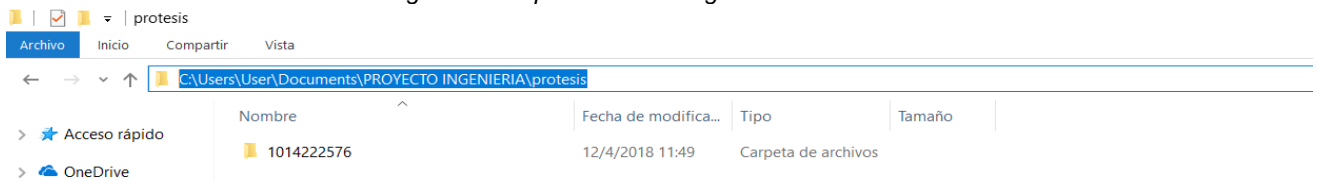


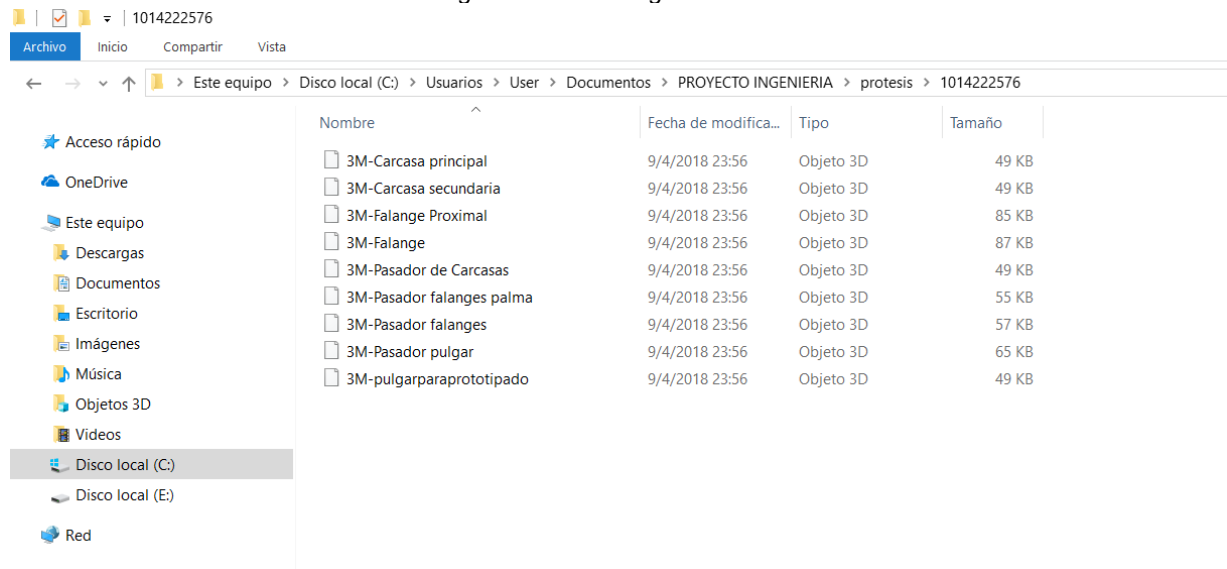
Figura 57: carpeta de archivo generado



## 6.7 GENERACIÓN DE ARCHIVO

Este es el último paso para tener los archivos suficientes para que la prototipadora pueda empezar a trabajar, y es seleccionar el botón “Copiar Archivos ahora”, con este paso ya estará creada la carpeta de cada uno de los usuarios que lleven a cabo este proceso. Dentro de esta carpeta podremos encontrar los archivos necesarios para empezar a prototipar la prótesis que el programa seleccione para este usuario la cual estará debidamente marcada y con todos los archivos dentro de esta.

Figura 57: archivos generados



## 7 ANÁLISIS ECONÓMICO

### 7.1 ANÁLISIS DE COSTOS

Para llevar a cabo el análisis económico la información inmediatamente disponible viene de registrar y estimar los costos generados en el diseño y fabricación de la prótesis, los cuales se toman en cuenta como la inversión inicial del proyecto:

Tabla 7: Inversión inicial, fuente: autores.

TABLA COSTOS PRÓTESIS					
ITEM	DESCRIPCION	MATERIAL	CANTIDAD	COSTO	PROVEDOR
1	MATERIA PRIMA PARA EL MODELADO DE LAS PIEZAS DE LA PRÓTESIS	ABS SKU: MK129	1 KG	\$ 90.000,00	make-R Technologies S.A.S.
2	TIEMPO DE PROTOTIPADO EN 3D		40 HORAS	\$ 280.000,00	Kondoro
3	TIEMPO PROGRAMACION		100 HORAS	\$ 600.000,00	cotizacion programador externo
4	LICENCIA PROGRAMA NX		LICENCIA VALIDA PARA 1 USUARIO	\$ 9.041.168,00	Siemens PLM
5	PASADORES	ALAMBRE diámetro 5.5 mm	1 METRO	\$ 10.000,00	homecenter
6	TENSION EN LAS ARTICULACIONES	Nylon	1 ROLLO	\$ 5.000,00	homecenter
7	MANO DE OBRA TÉCNICA		TIEMPO DE ENSAMBLE	\$ 60.000,00	Estudiante ingenieria
8	TIEMPO DE DISEÑO		100 HORAS	\$ 300.000,00	Estudiante ingenieria
9	ENCUESTAS		TIEMPO ENCUESTAS	\$ 60.000,00	Estudiante ingenieria
			TOTAL	\$ 10.446.168,00	

Una vez establecida la inversión inicial, hay varios de estos indicadores que ya no deben tenerse en cuenta para los siguientes años porque están ligados al diseño inicial y en los años siguientes cinco años, los egresos solo deben producirse por los gastos de fabricación, asumiendo una actualización anual de la prótesis. Para estimar estos gastos futuros, consideraremos la inflación promedio para los últimos 5 años en Colombia:

Tabla 8. Porcentaje de inflación en los últimos 5 años en Colombia. Tomado de <http://www.banrep.gov.co/es/indicadores-inflacion-basica-y-su-variacion-anual>

2014	3,66
2015	6,77
2016	5,75
2017	4,09
2018	3,18

El promedio de estos valores es 4,69% de inflación anual. Como buscamos los egresos producto de la fabricación, no tenemos en cuenta los que se derivan del diseño de la prótesis, ya sean el costo estimado del trabajo de ingeniería ni los costos de programación y adquisición de software. El peso estimado de la prótesis es 347 gr, lo que nos permite elaborar 2 prótesis con el kilogramo de filamento contemplado en la inversión inicial, así que es necesario tener en cuenta otros dos kilogramos de filamento en los gastos de fabricación para los siguientes cinco años.

Tabla 9: Gastos anuales de fabricación a tiempo presente, fuente: autores.

ITEM	DESCRIPCION	MATERIAL	CANTIDAD	COSTO	PROVEDOR
1	MATERIA PRIMA PARA EL MODELADO DE LAS PIEZAS DE LA PROTESIS	ABS SKU: M K129	0,5KG	\$ 45.000,00	make-R Technologies S.A.S.
2	TIEMPO DE PROTOTIPADO EN 3D		40 HORAS	\$ 280.000,00	Kondoro
3	TENSION EN LAS ARTICULACIONES	Nylon	1 ROLLO	\$ 5.000,00	homecenter
4	MANO DE OBRA TÉCNICA		TIEMPO DE ENSAMBLE	\$ 60.000,00	Estudiante ingenieria
			TOTAL	\$ 390.000,00	

## 7.2 VALOR ACTUAL NETO

Con el valor promedio de inflación considerado como un interés simple, y el valor de la inversión inicial, ya podemos establecer el total de egresos del proyecto:

Concepto	Valor
<b>Inversión inicial</b>	\$ 10.446.168,00
<b>Egresos año 1</b>	\$376.884
<b>Egresos año 2</b>	\$394.560
<b>Egresos año 3</b>	\$413.065
<b>Egresos año 4</b>	\$432.437

Si tomamos la inflación promedio (4,69%) como la tasa de descuento, podemos calcular el Valor Actual Neto del proyecto:

$$VAN = \sum_{t=1}^n \frac{V_t}{(1+k)^t} - I_0 = -\$1.440.000$$

El valor resulta negativo porque no se han contemplado ingresos; debido a la naturaleza social del proyecto, la rentabilidad de este no es el objetivo que se persigue. Lo que los valores de inversión inicial y el VAN nos dicen es la magnitud de la financiación que necesita el proyecto para llevarse a cabo por un ejecutor independiente. Los factores de mayor impacto en el cálculo de la inversión inicial, relacionados con la adquisición del software y el valor del trabajo de programación y diseño de la prótesis, no se verían reflejados en una implementación real del proyecto, pues la universidad ya ha hecho la inversión en las licencias de los softwares de CAD y programación, y la naturaleza del trabajo de ingeniería es voluntaria, sin busca de remuneración. Precisamente, el calcular el costo que tendría el proyecto si tuviera una motivación comercial nos permite apreciar claramente la importancia de trabajar con un enfoque social, general el potencial que una significativa población acceda a mejoras en su calidad de vida a través de la ingeniería en un proyecto que en otras circunstancias estaría completamente fuera de su alcance.

Considerando los otros materiales que mostraron el mejor desempeño en los análisis por elementos finitos, el policarbonato y el polipropileno, el carrete de 1Kg de material tiene un costo de \$125.000 y \$110.000 respectivamente, según el proveedor del que obtuvimos el carrete de ABS (que recordemos, tiene un costo de \$90.000). Estas diferencias no son significativas, pero deben tenerse en cuenta dependiendo el grado de financiación con el que contaría el proyecto en caso de desarrollarse a fondo.

La tasa de descuento se ha igualado a la inflación proyectada, puesto que con la información disponible es posible hacer un estimado preliminar de gastos, lo que nos da un punto de partida para que sea considerado por potenciales inversionistas. Ya que el VAN mide, en moneda de hoy, cuánto más rico es el inversionista si realiza el proyecto, en vez

de colocar su dinero en la actividad que le brinda como rentabilidad la tasa de descuento,<sup>34</sup> es necesaria la información específica de cada potencial inversionista respecto a las tasas de interés en las que preservan su capital para ajustar la tasa de descuento para el VAN calculado, junto a los datos de egresos en el periodo de tiempo considerado. Así sería posible continuar conjuntamente con el análisis económico, antes de prometer rendimientos que no sería prudente ofrecer sin conocer de antemano las condiciones de los potenciales financiadores.

---

<sup>34</sup> Beltrán, A. y H. Cueva (1998): Ejercicios de evaluación privada de proyectos, Universidad del Pacífico-Centro de Investigación, Lima.

## 8 COMPARACIÓN OTROS MODELOS EN EL MERCADO

En el mercado colombiano existen diversas compañías dedicadas al comercio de prótesis de manos, no todas cuentan con divisiones especializadas para el público infantil ya que la mayoría está dedicada a suplir lesiones ocasionadas por accidentes laborales o pérdidas de miembros por causas externas y esto es un enfoque en un público más adulto, existen tres tipos de prótesis en el mercado actual cosméticas, mecánicas y mioeléctricas, todas con diversas aplicaciones para el usuario dependiendo de su necesidad y capacidad de adquisición, ya que para la industria de las prótesis el costo es lo primordial para los aspectos que esta representa.

En comparación con las prótesis cosméticas convencionales representa un avance muy grande respecto a los usos que esta prótesis puede representar a un usuario con este tipo de discapacidad ya que las prótesis como bien dice su nombre solo son cosméticas y no representa ningún tipo de ayuda para labores del día a día ten necesarios en la vida de un paciente con esta discapacidad, por otro lado este tipo de prótesis da al usuario una mayor confianza en sí mismo debido al rechazo que puede presentarse a causa de las prótesis no tan desarrolladas al campo de visual, lo cual puede presentar un obstáculo para el desarrollo del infante, además el costo que una prótesis de este tipo puede ser de alrededor de \$130 hasta los \$2.500 dólares.

*Figura 58: Prótesis de mano cosmética MaGentart. Tomado de <https://protesismg.com/blog-categoria/protesis-y-ortesis/>*



Para las prótesis solamente mecánicas son funcionalmente parecidas debido a su rango de funcionalidad, esto nos permite mostrar una gran diferencia estética dentro de lo comúnmente difundido como lo son los ganchos mecánicos los cuales son parte de las

prótesis más comerciales ya que suplen la necesidad que los usuarios tienen, pero, son lo contrario a las prótesis cosméticas dando al usuario mucho más rechazo por parte de su entorno por la evidente diferencia que puede presentar en un infante de esta edad tan importante en el desarrollo psicológico y su costo puede tener un factor notorio en su adquisición llegando a costar entre \$1300 y 8 mil dólares.

*Figura 59: Mano eléctrica System 2000 para niños. Tomado de <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Terminal-Devices/Electric-Hand-2000/p/8E51~5L6%201~22>*



Las prótesis mioeléctricas representan lo más alto en cadena de las prótesis que se pueden obtener en el mercado actual siendo las más tecnológicamente completas, siendo las que más funcionalidad pueden demostrar frente a todas las competidoras y siendo una de las que menos rechazo presenta respecto al público en general a su vez podemos fácilmente darnos cuenta que es la prótesis más costosa que se puede encontrar en el mercado actual teniendo un costo de entre 15 mil hasta los 25 mil dólares.

*Figura 60: Mano mioeléctrica bebionic3. Tomado de <http://protesica.com.co/portfolio-item/mano-electronica-bebionic-3/>*

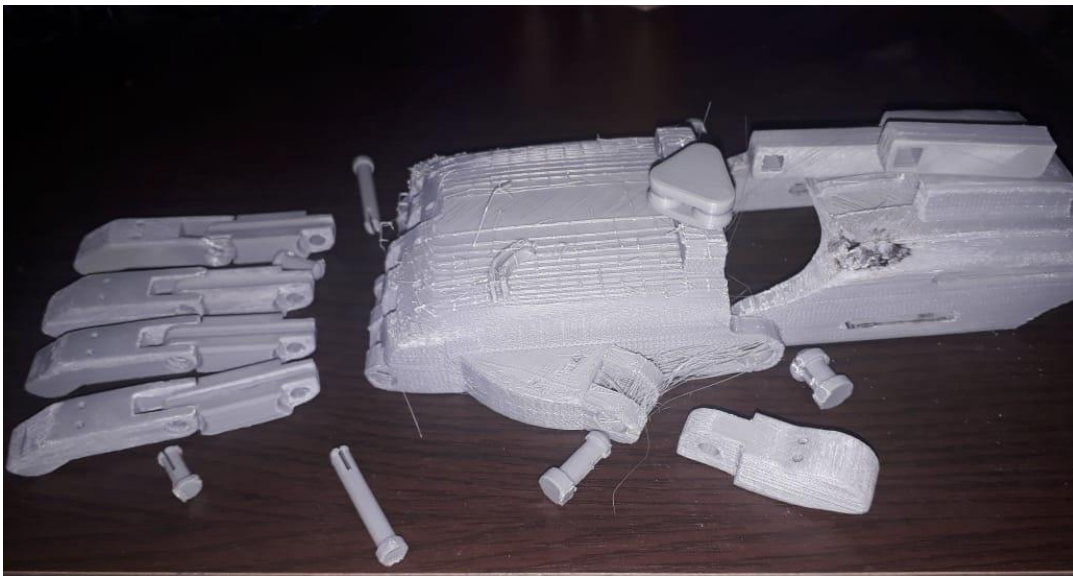




## 9 PRODUCTO FINAL

Al finalizar los procesos de prototipado de cada una de las prótesis se realizará la etapa de ensamble la cual anteriormente se deberá realizar por un operario externo y tendrá un costo adicional, este proceso llevará alrededor de dos horas en las cuales se tendrá que realizar el pulido, ensamble y sellado de todas las piezas que se realizaron, este ensamble será el último paso para hacer la entrega oficial al usuario, se pretende que las prótesis una vez finalizadas deberán tener el siguiente aspecto.

*Figura 61: conjunto piezas.*



Esta prótesis se fabricó con P430 ABSplus<sup>35</sup>; este material es el más indicado ya que la maquinaria con la que se imprimirá dicha prótesis, según su manual de uso<sup>36</sup>, es con el cual se cumplen de mejor manera las condiciones bajo las cuales debe trabajar la prótesis ya que su módulo elástico es de 2250 MPa y es más que suficiente para soportar las cargas máximas que se establecen para un niño máximo de 10 años que a lo sumo deberá cargar 5 kg, con la prótesis, este debido a las condiciones del tipo de prótesis elegido para que este tenga un correcto funcionamiento durante todo su tiempo de uso.

<sup>35</sup> Características del ABS, P430 ABSplus Material Properties, Dimension Printing, a business unit of Stratasys, Inc.

<sup>36</sup> Dimension® BST/SST 1200es 3D Printer User Guide, 2013 Stratasys Inc.

Figura 62: ensamble diseño.

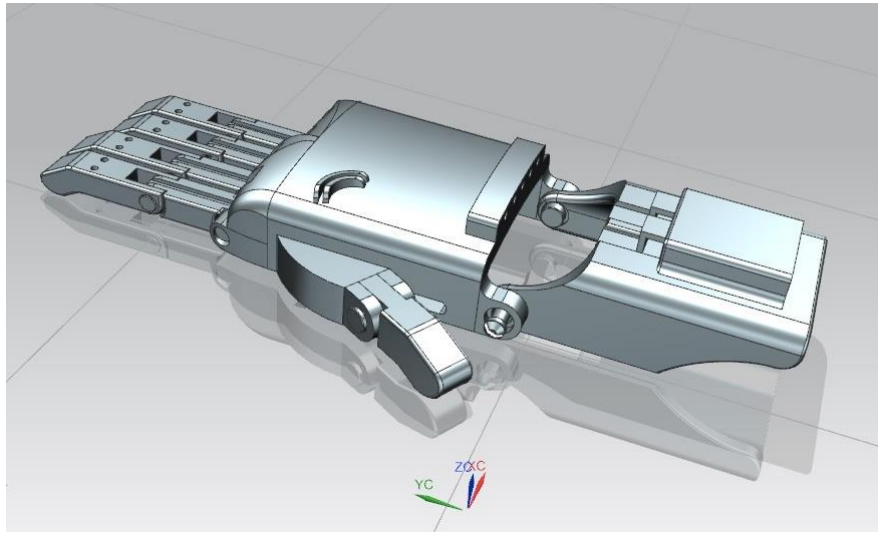
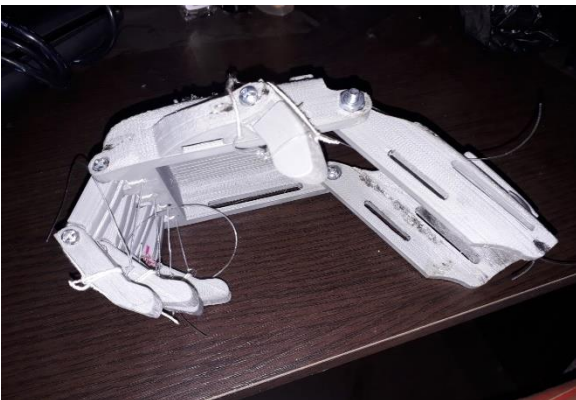


Figura 63: Ensamble real.



Figura 64: Agarre ensamble real.



## 10 CONCLUSIONES

- A través de la creación de este programa que genera rápida y asequiblemente un modelo 3D listo para imprimir, hemos dado cumplimiento a nuestro objetivo principal de desarrollar un aplicativo de software que provea un diseño de prótesis de mano acomodado a cada paciente según parámetros antropométricos. En el uso apropiado de esta fuente de datos reside el éxito del programa, más allá del cumplimiento de los requisitos técnicos para su funcionamiento, y de un diseño funcional para la prótesis, pues este era el punto de partida básico para el cumplimiento del proyecto. Al cumplir nuestro primer objetivo específico, aplicando una metodología de diseño basada en la antropometría, hemos dado el paso siguiente a simplemente emplear las herramientas técnicas disponibles y producir algo mayor a la suma de sus partes.
- Adicionalmente a la generación de la base de datos que alimenta al software, con esta información se ha diseñado el primer prototipo de prótesis de mano infantil basada en los parámetros antropométricos de la población Colombiana, marcando un progreso respecto a modelos disponibles que si bien eran de uso libre, se diseñaron para otras poblaciones, lo que nos permite cumplir este objetivo específico del proyecto, y nuevamente marca el potencial de combinar los conocimientos y habilidades aprendidos en la carrera como un todo.
- El trabajo logrado con la creación del aplicativo de software y del prototipo nos brindó la información necesaria para estimar la inversión inicial y los egresos del proyecto, suponiendo un tratamiento para un paciente a lo largo del rango de edad entre los cinco y diez años, para los que la información disponible nos permitió desarrollar el diseño. Con estos gastos a futuro traídos a día presente tenemos un panorama de la financiación necesaria para llevar a cabo el proyecto como una iniciativa privada, con lo que podemos apreciar numéricamente el valor del trabajo de ingeniería cuando se realiza de manera voluntaria con una vocación social; esta información es un punto de partida para iniciar un trabajo con financiadores potenciales que provean datos adicionales para ajustar el cálculo del VAN y completar el análisis económico.
- En condiciones ideales, se contaría con un equipo de manufactura por adición con un abanico de selección de materiales para escoger el óptimo, tal como el

policarbonato, que fue el polímero con mejor comportamiento en los análisis por elementos finitos. Sin embargo, estos mismos análisis nos han permitido verificar que el ABS, como material disponible para trabajar en la universidad en este tipo de fabricación, responde a las cargas planeadas de trabajo con esfuerzos cómodamente por debajo de su límite de fluencia, dándonos la confianza en el desempeño del prototipo que se generó físicamente.

- Finalmente, y en línea con la circunstancia mencionada anteriormente no es muy factible que este proyecto sea llevado a cabo dentro de las instalaciones de la Universidad Distrital en la escala que se tenía prevista, por razones de tiempos dentro del proceso de prototipado, si se quisiese iniciar una fase de impacto social.

## 11 RECOMENDACIONES

- Para el correcto uso del aplicativo es necesario llevar a cabo los procedimientos de diligenciamiento de los datos como lo indica este documento, pues este procedimiento ha sido diseñado y depurado para aprovechar lo mejor posible los datos utilizados.
- Las bases de datos de antropometría son susceptibles de una significativa actualización y ampliación. Sería deseable contar con información que cubra un mayor rango de edades, que permita ampliar el grupo poblacional que puede ser potencialmente beneficiado por este proyecto.
- Los tiempos de manufactura y entrega del producto ha de ser lo menor posible ya que si genera mucho tiempo de espera acortara significativamente el tiempo de uso que le puede dar cada usuario a su prótesis, contradiciendo la naturaleza misma del proyecto. Siendo expedito el proceso técnico, es imperativo que una potencial aplicación del proyecto no se vea ralentizada por demoras burocráticas o de otro tipo.
- Consideramos este proyecto un punto de partida para futuros proyectos de desarrollo en la Facultad Tecnológica, en las áreas de biomecánica, diseño y manufactura por adición. Respecto a este último ítem, consideramos que la Universidad Distrital Francisco José de Caldas está en mora de hacer parte fundamental del programa de Ingeniería Mecánica esta tecnología que ofrece buenas ventajas económicas y un gran potencial didáctico.

## 12 BIBLIOGRAFIA

- [1] GONZALES, CLARA INÉS. GÓMEZ JULIO CÉSAR. Información estadística de la discapacidad. Departamento Nacional de Estadística. 2004
- [2] J. M. DORADOR y P. RIOS, «Robotica y Protesis inteligentes,» Revista Digital Universitaria, vol. 6, nº 1, pp. 1-15, 15-15, 2004.
- [3] R. MONREAL GONZALES, “La mano, origen, evolución y su papel en la sociedad,» Revista Cubana de Ortopedia, vol. 21, 2007.
- [4] MURPHY DOUGLAS. Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics. Medos Medical. 2014
- [5] Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad. Proyecto Magister en Ingeniería Mecánica, 2012, Universidad Nacional de Colombia Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica Bogotá, Colombia.
- [6] H CAMPBELL, PAUL. Mechatronic Hands. Prosthetic and Robotic Desig. The Institution of Engineering and Technology. 2016
- [7] STOPFORTH, R. VD RIET, D. BRIGHT, G. DIEGUEL, O. A Low Cost Design of a 3D Printed Multi-fingered Myoelectric Prosthetic Hand. Nova Science Publishers. 2015
- [8] QUINTERO DÍAZ, JOHANNA. Con Tecnología en 3D santandereanos diseñan prótesis ajustables. Diario El Tiempo. 21 de julio de 2016.
- [9] Colombiano desarrolla prótesis económicas en 3D a partir de almidón de maíz. Portal Colombia Inn. Tomado de: <http://colombia-inn.com.co/colombiano-desarrolla-protesis-economicas-en-3d-a-partir-de-almidon-de-maiz/>. Noviembre 2016
- [10] Crean prótesis de manos para niños impresas en 3D. Diario El Tiempo. 26 de octubre de 2014.
- [11] Ricardo A. GÓMEZ CASTRO Alvaro H. GALVIS PANQUEVA Olga MARIÑO DREWS, «INGENIERIA DE SOFTWARE EDUCATIVO CON MODELAJE ORIENTADO POR OBJETOS: UN MEDIO PARA DESARROLLAR MICROMUNDOS INTERACTIVOS,» Informática Educativa, Vol 11, No, 1, 1998 UNIANDES - LIDIE pp.9-30.
- [12] Crean prótesis de manos para niños impresas en 3D. Diario El Tiempo. 26 de octubre de 2014.
- [13] REYES, L. PÁEZ, C. Desarrollar una aplicación de software para uniones de transición de acueducto y alcantarillado de diámetros de 14in a 30in. Universidad Distrital Francisco José de Caldas. 2016.

- [14] CADENA, J. MARROQUÍN, G. Desarrollo de software para cálculo y selección de poleas trapezoidales para correas de alta capacidad y métricas. Universidad Distrital Francisco José de Caldas. 2016
- [15] DANE.\*\*\*\*\*
- [16] MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL. Sala situacional de Personas con Discapacidad. 2015
- [17] ZAMBUDIO, RAMÓN. Prótesis, Ortesis y Ayudas Técnicas. Elsevier España. 2009
- [18] Prótesis de Miembros Superiores Mecánicas - Híbridas – Mioeléctricas Dr. Carlos Arce G. Lima-Perú (enero 2005)
- [19] Passive prosthetic hands and tools: A literature review Bartjan Maat, Gerwin Smit, Dick Plettenburg and Paul Breedveld
- [20] Notas del futuro “historia de la impresión 3d”
- [21] Procesamiento de Plásticos de D.H. Morton – Jones 20/10/1999
- [22] Metodología de la investigación cuantitativa y cualitativa, Carlos Arturo Monje, Universidad Surcolombiana Neiva 2011
- [23] E-NABLE DEVICE SIZING (2018). <http://enablingthefuture.org/resources-2/e-nable-device-sizing/>.
- [24] ADAPTIVE DEVICES IN YOUNG PEOPLE WITH UPPER LIMB REDUCTION DEFICIENCIES: USE AND SATISFACTION, Ecaterina Vasluian, MSc, Iris van Wijk, MD, PhD, Pieter U. Dijkstra, PhD, Journal Compilation © 2015 Foundation of Rehabilitation Information
- [25] Quality Function Deployment “Integrating Customer Requirements into Product Design” Yōji Akao, Portland, Oregon Año: Edición de 2004.
- [26] Design and Development of an Upper Limb Prosthesis Vanessa Mariana Alves Carvalho Lopes Thesis to obtain the Master of Science Degree in Biomedical Engineering, junio 2017
- [27] Despliegue de Funciones de Calidad (QFD): Integración de Necesidades del Cliente en el diseño del Producto, Yōji Akao, Madrid. 1993.
- [28] Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles, Third Edition, Douglas G. Smith, MD - 2004 - [medicalplus.co.kr](http://medicalplus.co.kr)
- [29] LA REVISTA INFORMATICA.COM <http://www.larevistainformatica.com/lenguaje-programacion-viasual-basic.htm>

- [30] Ingrid Thaianne Soares Batista “Weight and mode of carrying schoolbags at elementary school: effect of the school grades and sex” Universidade Federal do Vale do São Francisco - Av. Gleycimara Alves Pereira, 258, João de Deus - Petrolina (PE), Brazil - CEP: 56316-150 Received: August 2015; Accepted: June 2016
- [31] Moore KL. Fundamentos de Anatomía con orientación clínica. 4ta. ed. Editorial Médica Panamericana: 2002. p. 777, 795.
- [32] K. C. Cole en “El universo y la taza de té. Las matemáticas de la verdad y de la belleza,” Ediciones Grupo Zeta, 1999,
- [33] Características del ABS, P430 ABSplus Material Properties, Dimension Printing, a business unit of Stratasys, Inc. Dimension® BST/SST 1200es 3D Printer User Guide, 2013 Stratasys Inc.