



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS
INFANTIL PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL DE 2 GRADOS
DE LIBERTAD ACCIONADO POR CABLES MEDIANTE
SENSORES INFRARROJOS Y GIROSCOPIO**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar el grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTOR:

EDGAR ALFREDO MONCADA ANCHALUIZA

Riobamba-Ecuador

2024



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS
INFANTIL PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL DE 2 GRADOS
DE LIBERTAD ACCIONADO POR CABLES MEDIANTE
SENSORES INFRARROJOS Y GIROSCOPIO**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar el grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTOR:

EDGAR ALFREDO MONCADA ANCHALUIZA

DIRECTOR: ING. JOHN GERMAN VERA LUZURIAGA

Riobamba-Ecuador

2024

© 2024, Edgar Alfredo Moncada Anchaluiza

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Yo, Edgar Alfredo Moncada Anchaluiza, declaro que el presente Trabajo de Integración Curricular es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de Integración Curricular; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 04 de julio de 2024



Edgar Alfredo Moncada Anchaluiza

C.I: 150099359-5

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: El Trabajo de Integración Curricular; Tipo: Proyecto Técnico, **DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS INFANTIL PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL DE 2 GRADOS DE LIBERTAD ACCIONADO POR CABLES MEDIANTE SENSORES INFRARROJOS Y GIROSCOPIO**, realizado por el señor: **Edgar Alfredo Moncada Anchuiza**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros Tribunal del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Dr. Edwin Fernando Viteri Núñez PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		24-07-04
Ing. John German Vera Luzuriaga DIRECTOR DE TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		24-07-04
Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba ASESOR DE TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		24-07-04

AGRADECIMIENTO

Expreso mi más profundo agradecimiento a mis padres, quienes con su apoyo incondicional fueron los pilares de mi desarrollo académico. También quiero dar las gracias a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, en especial a los distinguidos docentes de la Carrera de Mecánica por brindarme conocimientos esenciales para culminar este trabajo de integración curricular, además agradezco a mis tutores y al docente de integración curricular por su liderazgo y recomendaciones durante este proceso, que como resultado de estos aportes se finalizó exitosamente este trabajo de investigación.

Edgar Alfredo Moncada Anchaluiza.

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	XII
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	XIV
ÍNDICE DE ANEXOS	XVII
RESUMEN.....	XVIII
SUMMARY	XIX
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1. Diagnóstico del problema.....	2
<i>1.1. Antecedentes</i>	<i>2</i>
<i>1.2. Planteamiento del problema.....</i>	<i>4</i>
<i>1.3. Formulación del problema</i>	<i>4</i>
<i>1.4. Justificación.....</i>	<i>5</i>
<i>1.4.1. Justificación teórica</i>	<i>5</i>
<i>1.4.2. Justificación Metodológica.....</i>	<i>5</i>
<i>1.4.3. Justificación Socioeconómico.....</i>	<i>5</i>
<i>1.5. Alcance.....</i>	<i>5</i>
<i>1.6. Objetivos.....</i>	<i>6</i>
<i>1.6.1. Objetivo General</i>	<i>6</i>
<i>1.6.2. Objetivos específicos</i>	<i>6</i>
<i>1.7. Identificación de Variables.....</i>	<i>7</i>
<i>1.8. Operacionalización de las Variables</i>	<i>7</i>

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO	11
<i>2.1. Marco Conceptual</i>	<i>11</i>
<i>2.1.1. Metodología QFD.....</i>	<i>11</i>
<i>2.1.1.1. Casa de la Calidad</i>	<i>11</i>
<i>2.2. Diseño Conceptual.....</i>	<i>12</i>
<i>2.2.1. Diseño y Fabricación</i>	<i>12</i>
<i>2.2.1.1. Sistema Automatizado</i>	<i>12</i>

2.3.	<i>Marco Teórico</i>	12
2.3.1.	<i>Diseño Mecánico</i>	12
2.3.2.	<i>Simulación CAE</i>	12
2.3.2.1.	Workbench 2020 R2.....	13
2.3.2.2.	Static Structural	13
2.3.3.	<i>Selección de materiales</i>	13
2.3.3.1.	Granta CES EduPack.....	14
2.3.3.2.	Tipos de materiales.....	14
2.3.4.	<i>Software Adams</i>	16
2.3.5.	<i>Nivel de amputación de extremidades superiores</i>	16
2.3.6.	<i>Niveles de amputación por debajo del codo infantil</i>	17
2.3.6.1.	Amputación por debajo del codo transradial	17
2.3.6.2.	Amputación transradial muñón corto mediano.....	17
2.3.6.3.	Amputación transradial muñón largo estándar	17
2.3.7.	<i>Movimientos básicos del antebrazo y mano</i>	18
2.3.7.1.	Movimientos del antebrazo.....	18
2.3.7.2.	Movimientos de la muñeca.....	18
2.3.7.3.	Movimiento de los dedos de las manos	19
2.3.7.4.	Manipulación de objetos.....	19
2.3.8.	<i>Modelos de Prótesis de Miembros Superiores</i>	19
2.3.8.1.	Pasivas	19
2.3.8.2.	Activas.....	20
2.3.8.3.	44Prótesis Transradial	20
2.3.9.	<i>Escaneo 3D</i>	20
2.3.9.1.	KIRI Engine.....	20
2.3.10.	<i>Mecanismo de una prótesis</i>	21
2.3.11.	<i>Fuerzas aplicadas por los dedos</i>	21
2.3.12.	<i>Fabricación aditiva</i>	21
2.3.12.1.	Impresión 3D	22
2.3.13.	<i>Microcontrolador</i>	23
2.3.13.1.	Tipos de microcontroladores	23
2.3.14.	<i>Plataformas de desarrollo electrónico</i>	24
2.3.14.1.	Tipos de plataformas	24
2.4.	<i>Actuador</i>	26
2.4.1.	<i>Servomotor</i>	26
2.4.1.1.	Servomotor SG90	26

2.5.	<i>Sensores</i>	26
2.5.1.	<i>Sensores infrarrojos</i>	26
2.5.1.1.	Sensor LM393	27
2.5.2.	<i>Giroscopio MPU 6050</i>	27

CAPITULO III

3.	MARCO METODOLÓGICO	29
3.1.	<i>Metodología del diseño</i>	29
3.1.1.	<i>Proceso para el diseño del prototipo</i>	29
3.1.2.	<i>Características técnicas del diseño</i>	29
3.1.3.	<i>Desarrollo de la casa de la calidad</i>	30
3.1.4.	<i>Conclusiones de la matriz QFD</i>	31
3.1.5.	<i>Matriz morfológica</i>	31
3.1.6.	<i>Resultado de la matriz morfológica</i>	32
3.2.	<i>Diseño Conceptual</i>	32
3.2.1.	<i>Antropometría de la mano de infante y parámetros de diseño</i>	32
3.2.2.	<i>Especificaciones generales del prototipo</i>	33
3.2.3.	<i>Escaneo de la mano del infante</i>	33
3.2.4.	<i>Importación del modelo base en MeshMixer</i>	34
3.2.5.	<i>Modelo en importado a SolidWorks</i>	34
3.2.5.1.	Dedo índice.....	35
3.2.5.2.	Dedo medio.....	35
3.2.5.3.	Dedo pulgar	36
3.2.6.	<i>Diseño CAD del prototipo</i>	36
3.2.7.	<i>Aplicación del material</i>	37
3.2.8.	<i>Análisis de Fuerzas y Momentos</i>	38
3.2.8.1.	Análisis el Agarre Cilíndrico	38
3.2.8.2.	Análisis del Agarre de Pinza.....	39
3.2.8.3.	Análisis del Agarre de Plataforma.....	41
3.2.9.	<i>Estudio Cinemático</i>	41
3.2.9.1.	Cinemática del subsistema Trifalángico	43
3.2.9.2.	Cinemática del subsistema bifalángico.....	45
3.2.9.3.	Análisis de posición.....	46
3.2.9.4.	Ecuaciones subsistema trifalángico	46
3.2.9.5.	Ecuaciones subsistema bifalángico.....	47

3.2.10.	<i>Validación en Adams</i>	48
3.2.10.1.	Análisis cinemático del modelo en MSC Adams	48
3.2.10.2.	Definición del material	49
3.2.10.3.	Asignación del material	50
3.2.10.4.	Definición de conexiones	50
3.2.10.5.	Definición de fuerzas	51
3.2.10.6.	Definición de cables	52
3.2.10.7.	Simulación del sistema	54
3.2.11.	<i>Validación en ANSYS</i>	54
3.2.11.1.	Definición de materiales	55
3.2.11.2.	Mallado.....	56
3.2.11.3.	Mallado de los dedos principales.....	56
3.2.11.4.	Mallado General	58
3.2.12.	<i>Selección de Actuadores</i>	61
3.3.	<i>Parámetros de funcionalidad</i>	61
3.3.1.	<i>Parte electrónica</i>	61
3.3.1.1.	Servomotor	61
3.3.1.2.	Sensor Infrarrojo.....	62
3.3.1.3.	Arduino nano	62
3.4.	<i>Construcción</i>	63
3.4.1.	<i>Elementos para esenciales para la construcción del prototipo</i>	63
3.4.2.	<i>Fabricación aditiva</i>	64
3.4.3.	<i>Parámetros de fabricación</i>	65
3.4.3.1.	Impresora 3D	65
3.5.	<i>Diagrama del circuito</i>	67
3.6.	<i>Programación</i>	67
3.6.1.	<i>Procedimiento para generar el tipo de agarre cilíndrico</i>	68
3.7.	<i>Protocolo de pruebas</i>	68
3.7.1.1.	Análisis del peso máximo de la prótesis	69

CAPITULO IV

4.	<i>ANÁLISIS CINEMÁTICO</i>	70
4.1.	<i>CINEMÁTICA DE LOS DEDOS</i>	70
4.2.	<i>EVALUACIÓN DE LAS ECUACIONES DE MOVIMIENTO</i>	71
4.3.	<i>ANÁLISIS DE MOVIMIENTO DEDO ÍNDICE</i>	72

4.3.1.	<i>Análisis de movimiento dedo medio</i>	74
4.3.2.	<i>Análisis de movimiento dedo anular</i>	75
4.3.3.	<i>Análisis de movimiento dedo meñique</i>	76
4.3.4.	<i>Análisis de movimiento dedo pulgar</i>	77
4.4.	<i>VERIFICACIÓN DEL MOVIMIENTO MEDIANTE SAM</i>	77
4.4.1.	<i>Verificación mediante SAM dedo índice</i>	78
4.4.2.	<i>Verificación mediante SAM dedo medio</i>	79
4.4.3.	<i>Verificación mediante SAM dedo anular</i>	80
4.4.4.	<i>Verificación mediante SAM dedo meñique</i>	82
4.4.5.	<i>Verificación mediante SAM dedo pulgar</i>	83
4.5.	<i>RESULTADOS DEL ANÁLISIS CINEMÁTICO DEL MODELO EN MSC ADAMS</i>	84
4.5.1.	<i>CURVA DE POSICIONES EN Y</i>	84
4.5.2.	<i>CURVA DE POSICIONES EN Z</i>	85
4.5.3.	<i>VELOCIDAD ANGULAR</i>	86
4.5.4.	<i>VELOCIDAD LINEAL</i>	86
4.5.5.	<i>ACELERACIÓN DEL MECANISMO</i>	87
4.5.6.	<i>TENSIONES PARCIALES</i>	87
4.5.7.	<i>TENSIÓN TOTAL</i>	88
4.5.8.	<i>TORQUE MÍNIMO REQUERIDO POR EL MOTOR</i>	88
4.6.	<i>Resultados del software ANSYS</i>	89
4.6.1.	<i>Resultado de la deformación de los dedo principales</i>	89
4.6.1.1.	<i>Dedo índice</i>	89
4.6.1.2.	<i>Dedo medio</i>	90
4.6.1.3.	<i>Dedo pulgar</i>	92
4.6.2.	<i>Resultados de los análisis de fuerzas con los tipos de agarre</i>	93
4.6.2.1.	<i>Agarre de pinza</i>	93
4.6.2.2.	<i>Agarre cilíndrico</i>	95
4.6.2.3.	<i>Agarre de plataforma</i>	97
4.6.3.	<i>Análisis del agarre crítico</i>	98
4.7.	<i>Protocolo de pruebas</i>	99
4.7.1.	<i>Características de la prótesis</i>	100
4.7.2.	<i>Consumo energético</i>	100
4.8.	<i>Recursos técnicos y materiales</i>	101
4.8.1.	<i>Recursos Financieros</i>	101
4.8.1.1.	<i>Costos Directos</i>	102

4.8.1.2. Costos herramientas y equipos	102
4.8.1.3. Costos de mano de obra y Transporte.....	103
4.8.1.4. Costo Total Directo	103
4.8.2. <i>Costos Indirectos</i>	103
4.8.3. <i>Costo Total</i>	104

CONCLUSIONES

RECOMENDACIONES

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1: Identificación de variables.....	7
Tabla 1-2: Operacionalización de la Variable Independiente	7
Tabla 1-3: Operacionalización de Variable Dependiente.....	8
Tabla 1-4: Matriz de consistencia	9
Tabla 2-1: Propiedades del ABS	15
Tabla 2-2: Propiedades mecánicas del PLA.....	15
Tabla 2-3: Características de TPU	16
Tabla 2-4: Fuerzas en puntos de apoyo del cable sobre las falanges.	21
Tabla 3-1: Análisis de competencias.....	30
Tabla 3-2: Tabla de matriz morfológica.....	31
Tabla 3-3: Medidas de generales de la mano de infante	32
Tabla 3-4: Ángulos y distancias establecidas para el subsistema trifalángico	44
Tabla 3-5: Ángulos y distancias para subsistema bifalángico.....	45
Tabla 3-6: Especificaciones de la tarjeta Arduino nano.....	62
Tabla 3-7: Características del sensor infrarrojo.	62
Tabla 3-8: Características del Arduino nano.....	62
Tabla 3-9: Proceso de construcción del prototipo.....	63
Tabla 3-10: Proceso de Automatización	64
Tabla 3-11: Características del hilo Nylon.....	65
Tabla 3-12: Características del PLA	65
Tabla 3-13: Características del TPU	65
Tabla 3-14: Características de la impresora 3D	66
Tabla 3-15: Nivel de cumplimiento del prototipo	69
Tabla 3-16: Cumplimiento de funcionamiento del prototipo.....	69
Tabla 4-1: Resultados de distancia y ángulos calculados.....	70
Tabla 4-2: Resultados de la inclinación de los ángulos y posiciones en x y y.	71
Tabla 4-3: Resultados de las ecuaciones de movimiento.	72
Tabla 4-4: Protocolo de pruebas	99
Tabla 4-5: Cumplimiento según el agarre propuesto.	99
Tabla 4-6: Características del prototipo de prótesis.....	100
Tabla 4-7 Consumo energético	100
Tabla 4-8 Cálculos de consumo respecto a las baterías	101
Tabla 4-9: Sistemas del prototipo.....	102

Tabla 4-10: Costos de los materiales.....	102
Tabla 4-11: Costos de herramienta y equipos.	102
Tabla 4-12: Costos de mano de obra y transporte	103
Tabla 4-13: Costo total directo.....	103
Tabla 4-14: Costos Indirectos	103
Tabla 4-15: Costo total de prototipo de prótesis.	104

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1-2: Universo de materiales Granta Edupack	14
Ilustración 2-2: Niveles de amputación superior	17
Ilustración 3-2: Tipo de movimiento de una mano.....	19
Ilustración 4-2: Prótesis Transradial.....	20
Ilustración 5-2: Impresora 3D FDM.....	22
Ilustración 6-2: Impresora 3D Ender-3 S1 PLUS.....	23
Ilustración 7-2: Servomotor SG90.....	26
Ilustración 8-2: Sensor LM393.....	27
Ilustración 9-2: Sensor MPU6050 Acelerómetro y Giroscopio	28
Ilustración 1-3: Flujograma del diseño mecánico del prototipo	29
Ilustración 2-3: Casa de la calidad.....	30
Ilustración 3-3: Escaneo del modelo para el prototipo de prótesis	33
Ilustración 4-3: Modelo de Mano de Infante Escaneada con MeshMixer	34
Ilustración 5-3: Modelo índice importado al software SolidWorks	35
Ilustración 6-3: Modelo medio importado al software SolidWorks	35
Ilustración 7-3: Modelo pulgar importado al software SolidWorks	36
Ilustración 8-3: Modelado CAD Primer prototipo.....	37
Ilustración 9-3: Renderizado aplicado material.....	37
Ilustración 10-3: Diagrama de cuerpo libre de agarre cilíndrico.	38
Ilustración 11-3: Diagrama de cuerpo libre de agarre de pinza.....	39
Ilustración 12-3: Posición inicial de análisis cinemático.....	42
Ilustración 13-3: Posición final del sistema.....	42
Ilustración 14-3: Sistemas de coordenadas del subsistema trifalángico	43
Ilustración 15-3: Sistema de coordenadas del subsistema bifalángico	45
Ilustración 16-3: Análisis de posición trifalángico/bifalángico.....	46
Ilustración 17-3: Importación de diseño CAD en Adams	48
Ilustración 18-3: Menú Importar archivo de MSC Adams configurado.....	48
Ilustración 19-3: Vista isométrica del modelo importado	49
Ilustración 20-3: Menú de creación del nuevo material PLA.....	49
Ilustración 21-3: Menú de creación del nuevo material TPU.....	50
Ilustración 22-3: Asignación de material a los componentes	50
Ilustración 23-3: Tipos de conexiones empleadas	51
Ilustración 24-3: Conexiones asignadas al modelo	51

Ilustración 25-3: Configuración gravedad	52
Ilustración 26-3: Simplificación de tensiones en el modelo (Dedo índice)	52
Ilustración 27-3: Configuración de los sistemas de cables	53
Ilustración 28-3: Modelo simplificado de tensiones en MSC Adams	53
Ilustración 29-3: Sistemas de cables en cada dedo del modelo	54
Ilustración 30-3: Detalles de la Simulación del modelo	54
Ilustración 31-3: Análisis CAE.....	55
Ilustración 32-3: Asignación de material PLA	55
Ilustración 33-3: Asignación de material TPU	56
Ilustración 34-3: Mallado individual del dedo índice.....	57
Ilustración 35-3: Mallado individual del dedo medio.....	57
Ilustración 36-3: Mallado individual del pulgar	58
Ilustración 37-3: Mallado CAE	58
Ilustración 38-3: Representación del mallado enfocado en singularidades críticas.	59
Ilustración 39-3: Mallado de agarre cilíndrico	59
Ilustración 40-3: Mallado tipo gancho.....	60
Ilustración 41-3: Mallado plataforma del prototipo.....	60
Ilustración 42-3: Mallado del agarre de pinza del prototipo.....	61
Ilustración 43-3: Impresión de la zona transradial (FDM)	66
Ilustración 44-3: Diagrama del circuito.....	67
Ilustración 45-3: Programación para automatizado del prototipo.	68
Ilustración 1-4: ry vs rx dedo índice	72
Ilustración 2-4: V vs rx dedo índice	73
Ilustración 3-4: a vs rx dedo índice	73
Ilustración 4-4: Posición, velocidad, aceleración dedo medio	74
Ilustración 5-4: Posición, velocidad, aceleración dedo anular	75
Ilustración 6-4: Posición, velocidad, aceleración dedo meñique.....	76
Ilustración 7-4: Posición, velocidad, aceleración dedo pulgar	77
Ilustración 8-4: Verificación de movimiento índice.....	78
Ilustración 9-4: Curvas en función del tiempo índice.....	79
Ilustración 10-4: Verificación de movimiento medio.....	80
Ilustración 11-4: Curvas en función del tiempo medio	80
Ilustración 12-4: Verificación de movimiento anular.....	81
Ilustración 13-4: Curvas en función del tiempo anular	81
Ilustración 14-4: Verificación de movimiento meñique	82
Ilustración 15-4: Curvas en función del tiempo meñique.....	83

Ilustración 16-4: Verificación de movimiento pulgar	84
Ilustración 17-4: Curvas en función del tiempo pulgar	84
Ilustración 18-4: Curva Posición (Y) vs Tiempo todos los dedos	85
Ilustración 19-4: Curva Posición (Z) vs Tiempo todos los dedos	85
Ilustración 20-4: Velocidad angular vs Tiempo: Todos los dedos	86
Ilustración 21-4: Velocidad lineal vs Tiempo: Todos los dedos	86
Ilustración 22-4: Perfiles de aceleración del sistema.....	87
Ilustración 23-4: Tensiones parciales vs tiempo.....	87
Ilustración 24-4: Tensión del sistema vs tiempo	88
Ilustración 25-4: Deformación Total del dedo Índice.....	89
Ilustración 26-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo	90
Ilustración 27-4: Factor de seguridad del prototipo.....	90
Ilustración 28-4: Deformación Total del dedo medio.....	91
Ilustración 29-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo	91
Ilustración 30-4: Factor de seguridad del prototipo.....	92
Ilustración 31-4: Deformación Total del dedo pulgar	92
Ilustración 32-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo	93
Ilustración 33-4: Factor de seguridad del prototipo.....	93
Ilustración 34-4: Deformación Total del prototipo.....	94
Ilustración 35-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo	94
Ilustración 36-4: Factor de seguridad del prototipo.....	95
Ilustración 37-4: Deformación Total del prototipo.....	95
Ilustración 38-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo	96
Ilustración 39-4: Factor de seguridad del prototipo.....	96
Ilustración 40-4: Deformación Total del prototipo.....	97
Ilustración 41-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo	98
Ilustración 42-4: Factor de seguridad del prototipo.....	98

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: ESPECIFICACIONES MG90S SERVO

ANEXO B: CÓDIGO DE ARDUINO

ANEXO C: ESPECIFICACIONES GIROSCOPIO

RESUMEN

En el Ecuador las prótesis transradiales no cuentan con una calidad enfocada en la parte estética, además de que tienden a ser estáticas, provocando que no permitan generar movimiento a las personas con discapacidad que se inclinan por adquirir un elemento faltante de su cuerpo que es indispensable en su vida diaria, de esta manera se plantea con la presente investigación es “Diseñar y fabricar un prototipo de prótesis para amputación transradial accionada por sensores infrarrojos y giroscopio para movimiento rotacional leve. La metodología que se utiliza está enfocada en la ingeniería inversa que con la información obtenida en un tiempo determinado se estableció un modelo a partir de un escaneo 3D de tal forma que sería posible obtener un prototipo de prótesis con la que es posible automatizar las realizar movimientos basados en 2 grados de libertad. Mediante esta metodología se logró obtener posiciones, ángulos, velocidad y aceleraciones de todas las falanges de la mano, además con un análisis estático previo de los tipos de sujeción de la mano se obtuvo valores de Deformaciones, Esfuerzos de Von-Mises y Factores de Seguridad, de la misma manera con un análisis dinámico se determinó el torque mínimo requerido para el accionamiento del prototipo. Con el procedimiento empleado se dio paso final al desarrollo electrónico del prototipo de prótesis que gracias al cálculo del torque mínimo requerido y con el uso de una plataforma de desarrollo que combinado con los sensores da como resultado el movimiento deseado, esta investigación abre las puertas a nuevas formas de obtención de modelados mediante la ingeniería inversa que reducirá el tiempo de creación de modelos activos para la aplicación en pacientes infantiles.

Palabras clave: <PRÓTESIS TRANSRADIAL>, <SENSOR INFRARROJO>, <GIROSCOPIO>, <FABRICACIÓN ADITIVA>, <MÉTODO DE DENAVIT-HARTENBERG>.



19-11-2024

1420-DBRAI-UPT-2024

SUMMARY

In Ecuador, trans-radial prostheses do not have a quality focused on the aesthetic part, in addition to the fact that they tend to be static, causing them not to allow the generation of movement for people with disabilities who are inclined to acquire a missing element of their body that is essential in their daily life, in this way, the present research aims to "Design and manufacture a prototype of a prosthesis for trans-radial amputation powered by infrared sensors and a gyroscope for mild rotational movement." The methodology used is focused on reverse engineering that, with the information obtained in a given time, a model was developed from a 3D scan in such a way that it would be possible to get a prototype of a prosthesis with which it is possible to automate movements. Based on 2 degrees of freedom. Using this methodology, it was possible to obtain positions, angles, speeds, and accelerations of all the phalanges of the hand. Furthermore, with a prior static analysis of the types of hand holding, values of Deformations, Von-Mises Stresses, and Safety Factors were obtained. In the same way, with a dynamic analysis, the minimum torque required to drive the prototype was determined. With the procedure used, the final step was taken to the electronic development of the prosthesis prototype that, thanks to the calculation of the minimum required torque and with the use of a development platform that combined with the sensors results in the desired movement, this research opens the doors to new ways of obtaining modeling through reverse engineering that will reduce the time to create active models for application in pediatric patients.

Keywords: <TRANSADIAL PROSTHESIS>, <INFRARED SENSOR>, <GYROSCOPE>, <ADDITIVE MANUFACTURING>, <DENAVID-HARTENBERG METHOD>



Lic. Sandra Leticia Guijarro Paguay
C.I.0603366113

INTRODUCCIÓN

Actualmente, las prótesis son un tema de gran interés debido a que las personas usan las extremidades para diferentes áreas primordiales, esto provoca que se tornen dependientes de sus extremidades y de las capacidades que poseen para realizar las actividades. Dentro de este tema se encuentran las prótesis infantiles para amputación transradial que para acceder a una de estas podría significar elevados costos sin tomar en cuenta la estética y la funcionalidad, partiendo por este punto es poco probable brindar ayuda a los niños para que puedan desempeñar las actividades del día como normalmente lo hacían previo a la amputación.

Ecuador presenta una mediante un análisis del MSP que existen 155.51 personas con discapacidad física alrededor del 1,17% son establecidos como infantes que incluyen amputación de miembros superiores, para algunos ciudadanos se torna complicado acceder a una prótesis sabiendo que estas aparte de ser inactivas no cuentan con un modelo estético que permita los infantes acoplarse a un ente externo, esto provoca que comiencen a surgir daños psicológicos en el infante. El material utilizado comúnmente para la fabricación de una prótesis es el propileno y polietileno, estos materiales pueden provocar que sean plásticos rígidos.

La impresión 3D establecida como fabricación aditiva, ha permitido avanzar a grandes escalas debido a que cada año se crean nuevos materiales enfocados en diferentes áreas que permiten aprovechar al máximo la versatilidad provocando que se obtengan nuevos métodos de fabricación de bajos costos. Partiendo de un modelo tridimensional y con una inyección mayor a 220°C, permite que el material entre en un proceso de fundición para que posteriormente sea colocado en capas pequeñas obteniendo de esta manera el modelo. El material utilizado en la actualidad es el PLA, siendo un polímero plástico proporciona dureza, flexibilidad y fundamentalmente resistencia mecánica.

Teniendo en cuenta lo descrito previamente, este proyecto se centra en generar un prototipo de prótesis para un infante con amputación transradial, considerando un diseño en software, accionamiento de cuerdas que proporcionara la activación de los dedos y que mediante el uso de sensores tanto infrarrojo como giroscopio que permitan realizar movimientos de la mano, esto brindara al usuario el beneficio de desenvolverse en sus actividades diarias.

CAPÍTULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

1.1. Antecedentes

Las prótesis infantiles son tomadas como un tema de alta relevancia hoy en día, tal como lo presenta Gonzales Nerea, en el año 2023, en su trabajo de fin de grado con el tema “Diseño y Cálculo de una prótesis transradial infantil mediante el análisis por elementos finitos” en España. El objetivo de realizar este proyecto está enfocado en reducir los costos de accesibilidad de una prótesis infantil que permita que este pueda incluirse con normalidad a la sociedad. El estudio de la población parte por el Grupo de Generación Espontánea denotado como Daidalonic en el cual es miembro. Los resultados que obtiene es un prediseño de prótesis transhumeral con una distribución de componentes internos óptimos con material de fibra de carbono y PLA permitiendo la una ubicación de tornillo y tapas firmes, de esta manera plantea mejorar la calidad de vida de los infantes.(González Carrión Nerea, 2023, p. 16)

Las extremidades del cuerpo humano son esenciales para las actividades físicas diarias, la ausencia de una de estas puede causar efectos negativos al desenvolverse en diferentes áreas de la vida, la proyecto de integración realizado por ADNY CRUZ denominado “DESARROLLO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS ROBÓTICA PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL” publicado en la ciudad de México, en el año 2018, tiene como objetivo realizar un prototipo de prótesis transradial que permita articular los dedos mediante el movimiento del antebrazo, y como consecuencia la toma de objetos. Para la selección de la población se realiza un enfoque prioritario del país, partiendo de la entrevista a un paciente en las instalaciones de Robótica Crya que permitió identificar la limitación que tiene una persona con amputación de miembro superior. Una vez obtenido el diseño y la implementación se concluye que esta no podrá reemplazar por completo el miembro ausente, pero será una herramienta que facilite la realización de varias funciones diarias.(CRUZ CALDERÓN ADNY SAYTO, 2018, p. 36)

Las prótesis presentan un apoyo relevante para las personas que logran adaptarse cuando han tenido sucesos inesperados de amputación de los miembros superiores, una de las publicaciones de la revista científica Espirales, ubicada en Quito como matriz principal (Vargas, Flor y Suárez, 2020, p. 42), se centra en la construcción de estos elementos enfocados a su vez en pruebas de funcionamiento que operará a 5 grados de libertad de tal manera que la persona que padezca de esta discapacidad pueda cumplir con movimientos similares a los de una mano natural, las pruebas realizadas con esta prótesis se enfocan en el uso de sensores mioelectricos MyoWare 1 y 2 en los

cuales obtienen resultados de apertura y cierre de la mano no mayor a un segundo, el tiempo de la batería TalentCell se considera útil en un tiempo establecido de 8,5 horas de operación lo cual significa que se encuentra dentro del requerimiento de una jornada laboral, la carga útil permitida del prototipo según las pruebas determinan que debe ser de 4 kg con la sujeción de objetos de máximo 6,5 cm.

En el Ecuador existen varias investigaciones referentes a prótesis ya sea de miembros superior o de miembros inferiores, de la misma forma hay grupos de investigación que centran su interés en dicha problemática, uno de ellos es el grupo de investigación de bioingeniería denominado GIEBI perteneciente a la facultad de Mecánica en la ESPOCH ha presentado una variedad de proyectos en cuanto a la implementación de prótesis y varias de estas fueron donados a personas que necesariamente las requerían, uno de los proyectos que forman parte de la innovación es el denominado SIV 21 el cual lleva el nombre de “Desarrollo de prototipo de exoesqueleto para rehabilitación física en miembros inferiores” centrado en personas que sufren de discapacidad severa en dichos miembros inferiores.(Maldonado Ibarra Galo Eduardo, 2019, p. 39)

En la ESPOCH se publican varios artículos científicos, uno de ellos en la revista Polo del Conocimiento enfocado en la “Fabricación de una prótesis transradial para infantes impresa en 3D con filamento flexible y PLA” la misma que parte por las características antropométricas del paciente para posteriormente realizar un escaneo enfocado al muñón con la ayuda de un dispositivo óptico, estos procedimientos permiten que se pueda obtener el socket con el uso de herramientas CAD que será esenciales para el diseño en 3D, de esta manera se obtuvieron diferencias en cuanto al uso del material demostrando que el material flexible tiende a pesar 23,95% menos que la prótesis impresa con PLA pero que el uso del material con mayor peso presenta mayor adaptación al contacto de la piel de las personas.(Orfelina Pazmiño Armijos, Harry Medina Quintero y Vinicio Pazmiño Armijos, 2022)

En unos trabajos de titulación como “Diseño y Construcción de un prototipo de prótesis funcional de dos grados de libertad accionado por cables para amputación transradial” Esta investigación se inclina por el accionamiento propio del paciente en el cual los movimientos corporales de flexión del codo y la antepulsión del hombro son requeridos para la activación de la prótesis. El sistema de cables que se encuentra implementado son los que permiten el cierre de la mano y la flexión necesaria del pulgar, según las pruebas de funcionamiento correspondientes se obtuvo que ergonómicamente la prótesis es adaptable para el brazo de una persona del género masculino, además que se logró la obtención de un factor de seguridad de 2,95 al estar sometido a una carga de 1 kg lo que garantiza un funcionamiento adecuado. Al concluir con la ejecución experimental

la prótesis permite funciones de los 4 dedos y del pulgar.(Escobar Javier Borja y Coba Santiago Tobías, 2022, p. 22)

1.2. Planteamiento del problema

En la actualidad acceder a una prótesis para un infante conlleva un proceso de análisis de la zona de amputación y precios económicos elevados, además que al obtener una de estas serán simplemente estéticas y no funcionales, muchas personas tienden a inclinarse por estas dado que no cuentan con recursos necesarios para acceder a una prótesis activa, tomando en cuenta las necesidades diarias de un infante se ha decidido realizar un prototipo de prótesis transradial que permita un rango de movimientos básicos y que a su vez esta no cuente precios elevados.

1.3. Formulación del problema

Realizando el análisis de las personas con discapacidad física en el Ecuador se determina que existen 155.151 que conforman el 45.66%, los cuales el 1,17% establecidos como infantes incluyendo amputación transradial según el registro del Ministerio de Salud Pública establecido en 2022 el cual puede ser sujeta a cambios debido a que muchos de estos menores pueden seguir padeciendo de esta complicación.

El precio para la adquisición de una prótesis en el Ecuador entra en un rango de 3 a 4 mil dólares que dependen de la zona de amputación además de la funcionalidad que imparte la misma, teniendo en cuenta que existen pocas entidades públicas y privadas que proporcionan solución a esta problemática debido al bajo presupuesto que tienen las personas de bajos recursos, por lo cual no son capaces de acceder a una prótesis activa para sus infantes limitando sus actividades diarias. Al tratarse de un infante se torna un proceso en cual se prepara al mismo tanto física como psicológicamente para que pueda adaptarse a su extremidad faltante.

Lo que se pretende lograr con el proyecto es la obtención de un prototipo de prótesis accesible a todas las personas que tengan a su cuidado a un infante con este tipo de discapacidad y que no sea solo un elemento estático sino también que brinde movilidad, de tal forma que permita realizar las actividades cotidianas por las que pasa un menor.

1.4. Justificación

1.4.1. Justificación teórica

Los conocimientos adquiridos durante la carrera de mecánica permiten desarrollar capacidades que aportan al desarrollo del proyecto, los conocimientos que presentan énfasis al desarrollo son : Método de Elemento Finito, Mecanismos, Dinámica, Electrónica, Instrumentación y Control Automático, Diseño de Elementos Mecánicos y Diseño de Equipos y Elemento Mecánicos para el desarrollo práctico de este prototipo con la finalidad de obtener un modelo funcional, estético y además idealizado por muchos infantes que han tenido que afrontar movimientos básicos sin contar con la ayuda pertinente.

1.4.2. Justificación Metodológica

La aplicación de la metodología está centrada en la ingeniería inversa debido a que permite identificar las propiedades de una mano física mediante un análisis detallado de su estructura. Partiendo de los conocimientos teóricos los mismos que serán aplicados y con el uso de los softwares que permitan validar estos análisis, esto se reflejará no solo en un modelo estético sino también funcional construido mediante impresiones 3D con material PLA, este diseño del prototipo servirá para solventar el método teórico práctico que permitirá cubrir la problemática.

1.4.3. Justificación Socioeconómico

El objetivo primordial de este trabajo es permitir que las personas de escasos recursos puedan acceder a dichas prótesis dado que el país comercializa estos elementos con precios elevados, cuando se trata de un infante muchas familias sienten la necesidad de complementar esa pérdida tanto física como emocional por lo que aplicando los conocimientos y los nuevos métodos de construcción es posible disminuir los costos y lograr crear una prótesis que sea funcional y de fácil adquisición.

1.5. Alcance

Se plantea llegar a un modelo de prótesis estética que sea parcialmente funcional debido a que en el país los precios son elevados y no cuentan con modelos totalmente estéticos, determinando estas consideraciones se proyecta obtener una prótesis que sería capaz de realizar movimientos mediante sensores infrarrojos para abrir y cerrar la mano además de la lectura del ángulo que

proporcione el giroscopio dependiendo de la acción del brazo a experimentar, proporcionando de esta manera versatilidad y efectividad, el uso de la impresión 3D permitirá obtener precisión en las medidas pero a su vez comparando con el análisis de las simulaciones del funcionamiento y resistencia con un software MEF que permita verificar la funcionalidad del mecanismo, además de software Adams que permitirá identificar la cinemática de la prótesis, al realizar estos procesos se reducirán los costos además de proporcionar la funcionalidad al prototipo lo que será de permitir a las personas adquirirla previo a realizarse pruebas de laboratorio y simular una la funcionalidad de movimiento que se asemeje a la realidad.

1.6. Objetivos

Objetivo General

Diseñar y fabricar un prototipo de prótesis para amputación transradial accionada por sensores infrarrojos y giroscopio para movimiento rotacional leve.

1.6.1. Objetivos específicos

- Determinar los parámetros de funcionalidad y diseñar un modelo estético de una prótesis transradial para un infante ecuatoriano de 7 años mediante la matriz QFD y la matriz Morfológica.
- Realizar el diseño del mecanismo implementando el software CAD que permita el accionamiento por un mecanismo de cuerdas de dos grados de libertad y el control mediante sensores infrarrojos y giroscopio.
- Realizar la fabricación y automatización de la prótesis mediante impresión en 3D e integración de los sensores infrarrojos y giroscopio para rotación de muñeca para protocolo de pruebas de funcionamiento.
- Evaluar los resultados del análisis en el software ANSYS y valorar los resultados del estudio cinemático mediante el software Adams.

1.7. Identificación de Variables

En la tabla 1-1 se muestra las variables identificadas respecto al desarrollo del proyecto.

Tabla 1-1: Identificación de variables

VARIABLE	TIPO	DEFINICIÓN
Diseño mecánico de un prototipo de prótesis	Variable Independiente	Considerando todos los movimientos posibles que puede realizar una mano humana al momento de representarlo como un sistema se puede tener de 20 a 26 grados de libertad, cada grado de libertad representa un movimiento en específico para cada articulación donde se produce el movimiento.
Fabricación aditiva	Variable Dependiente	La fabricación de la prótesis se verifica mediante la impresión 3D de los diferentes componentes: eslabones, falanges, palma y antebrazo, además del funcionamiento adecuado de los componentes eléctricos.
Automatización mediante sensores infrarrojo y giroscopio	Variable Interviniente	Para generar una prótesis activa es necesario implementar instrumentos electrónicos que permitan accionar ya sea un prototipo de accionamiento de cables uno que funcione como un mecanismo.

Realizado por: Moncada E., 2024

1.8. Operacionalización de las Variables

La tabla 1-2 Muestra los indicadores, ítems, técnicas e instrumentos utilizados en cada variable.

Tabla 1-2: Operacionalización de la Variable Independiente

CONCEPTO	CATEGORÍA	INDICADOR	ÍTEMS	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS
El diseño mecánico es un plan creativo que juntamente con la manufactura desarrollan prótesis aditivas con materiales (PLA) que mantienen propiedades de resistencia a la humedad y a la grasa. (Garcés Yancha, 2018, p. 13)	Condiciones de Operación	Niveles de amputación por debajo del codo infantil	Transradial Muñón Corto Mediano Transradial Muñón Largo Estándar	Recolección de datos bibliográficos Experimental
		Movimientos básicos del antebrazo y mano	Antebrazo Muñeca Dedos Manipulación de Objetos	Recolección de datos bibliográficos Experimental
		Modelos de Prótesis de Miembros Superiores	Pasivas Activas	Recolección de datos bibliográficos Experimental

Realizado por: Moncada E., 2024

Tabla 1-3: Operacionalización de Variable Dependiente

CONCEPTO	CATEGORÍA	INDICADOR	ÍTEMS	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS
La fabricación aditiva de una prótesis es un proceso por el cual un archivo CAD en 3D es convertido en un objeto físico mediante la adición capa por capa de material. La fabricación comienza con un archivo de diseño asistido por computadora para posteriormente ser exportada para el software que permitirá realizar los ajustes.(COTEC, 2011, p. 13)	Condiciones de Operación	Impresión 3D y Materiales	ABS PLA TPU	Experimental Observación
		Microcontrolador	BITS Memoria Conjunto de instrucciones	Experimental Observación
		Actuador	Sensores Infrarrojo Giroscopio MPU 6050	Experimental Prueba y Error

Realizado por: Moncada E.,2024

Tabla 1-4: Matriz de consistencia

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES Y SUBVARIABLES	METODOLOGÍA TÉCNICA E INSTRUMENTOS
PROBLEMA GENERAL	OBJETIVO GENERAL	HIPÓTESIS GENERAL	Variabes Independientes Diseño Mecánico D1.-Matriz QFD D2.-Matriz Morfológica D3.-Análisis CAE D4.-Estudio cinemático en Adams	Técnicas Observación Instrumentos de Recolección de datos Cuaderno de Excel
Diseño de prótesis no funcionales para amputación transradial?	Diseñar y fabricar un prototipo de prótesis activa para amputación transradial accionada por sensores infrarrojos y giroscopio acoplado al movimiento rotacional del antebrazo.	El diseño y Fabricación de un prototipo de prótesis transradial solventaría la amputación transradial		
PROBLEMAS ESPECÍFICOS	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	HIPOTESIS ESPECÍFICAS	Variable Dependiente Fabricación del prototipo de prótesis. D1.-Selección de parámetros de material mediante CES EduPack D2.-Impresión 3D	Técnicas Observación Instrumentos de Recolección de datos Cuaderno de Excel
Los mejores parámetros de funcionalidad y el diseño de un modelo estético utilizando la matriz QFD y la matriz Morfológica?	Determinar los parámetros de funcionalidad y diseñar un modelo estético de una prótesis transradial para un infante ecuatoriano de 7 años mediante la matriz QFD y la matriz Morfológica.	La selección de los mejores parámetros de funcionalidad y el diseño de un modelo estético si se lograra utilizando la matriz QFD y la matriz Morfológica		
La realización del diseño del mecanismo CAD basado en un mecanismo de cuerdas permitirá el accionamiento por medio de sensores infrarrojos y giroscopio?	Realizar el diseño del mecanismo implementando el software CAD que permita el accionamiento por un mecanismo de cuerdas de dos grados de libertad y el control mediante sensores infrarrojos y giroscopio.	Realizar el diseño del mecanismo mediante software CAD permitirá el accionamiento de cuerdas de dos grados de libertad y el control mediante sensores infrarrojos y giroscopio		
La realización de la fabricación y automatización de la prótesis	Realizar la fabricación y automatización de la prótesis mediante impresión en 3D	Realizar la fabricación y automatización de la prótesis mediante impresión en 3D e	Variable Interviniente	Técnicas Observación

mediante impresión en 3D e integración de los sensores infrarrojos y giroscopio es para conseguir funcionalidad activa que permitirá realizar el protocolo de pruebas de funcionamiento de laboratorio?	e integración de los sensores infrarrojos y giroscopio para rotación de muñeca para protocolo de pruebas de funcionamiento de laboratorio.	integración de los sensores infrarrojos y giroscopio para rotación de muñeca si se conseguirá para realizar el protocolo de pruebas de funcionamiento de laboratorio.	D1.-Automatización mediante programación de microcontrolador, sensores infrarrojos y giroscopio.	Instrumentos de Recolección de datos Cuaderno de Excel
La evaluación de los resultados se realizará mediante análisis CAE y se valorará los estudios cinemáticos mediante Adams?	Evaluar los resultados del análisis en el software ANSYS y valorar los resultados del estudio cinemático mediante el software Adams.	Si se evaluará los resultados de los análisis CAE y se valorará la cinemática mediante Adams.g		

Realizado por: Moncada E., 2024

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO

2.1. Marco Conceptual

Este capítulo se desarrolla partiendo desde el entendimiento de un mecanismo básico el cual se propone lograr que genere fuerza por medio de la transmisión de movimiento y que de esta forma sea capaz de accionar los dedos, iniciando con un análisis del mecanismo lineal el cual es ideal para poleas que permita disminuir el peso de la prótesis. Con la impresión 3D con la adición del material en capas continuas que logra que el modelo sea plasmado de forma exacta de acuerdo al modelo CAD realizado en el software, conjunto con la electrónica se realiza una configuración que permita el control según se establezca la acción previa por los sensores infrarrojos y con el leve giro del giroscopio, de esta manera se obtiene la parte básica fundamental entre el sensor utilizado y los actuadores que serán controlados por un microcontrolador.

2.1.1. Metodología QFD

QFD (Quality Function Deployment), establecida como un metodología muy poderosa tanto en el diseño como en la revisión de nuevo productos o servicios, permite cumplir con los requisitos del cliente, crea una conexión precisa entre las necesidades del clientes y las características técnicas del producto requerido.(Arroyave, Maya y Orozco, 2007, p. 11)

2.1.1.1. Casa de la Calidad

La casa de la calidad es también denominada matriz de planeamiento del producto debido a su forma similar a una casa, traduce los requerimientos de los consumidores o clientes solicitan del producto o servicio de tal manera que se le pueda asignar prioridad.

2.1.1.1.1. Matriz Morfológica

La matriz morfológica es una herramienta creada para combinar elementos o propiedades permitiendo generar soluciones a problemas, se representa en dos entradas: la columna izquierda establece funciones requeridas del producto, la columna derecha establece variaciones alternativas de los componentes a utilizar en la solución del problema y las filas serán las encargadas de registrar la combinación de las propuestas de solución de producto.(BAEZ MONTES MANUEL y GARCÍA DOMÍNGUEZ FRANCYS EDUARDO, 2009, p. 48)

2.2. Diseño Conceptual

El diseño conceptual es establecido como la etapa inicial de un proceso que tiene la finalidad de desarrollar un producto o servicio, partiendo por la identificación de las necesidades de un cliente. En esta fase se realiza la gestión de ideas y se exploran nuevos enfoques para lograr el objetivo primordial del proyecto planteado, se consideran aspectos como la funcionalidad del equipo, rendimiento, estética y viabilidad técnica.

2.2.1. Diseño y Fabricación

El diseño que se va a fabricar está enfocado en la articulación transradial faltante del infante, por lo que se parte por la selección de un paciente que proporcione un modelo que sea realizado de acuerdo a su anatomía, representado con sus proporciones además de un material adecuado para la sujeción, siempre tomando relevancia a la factibilidad mediante impresión 3D por medio de Ultimaker Cura. (Benito Blanco Javier, 2020, p. 58)

2.2.1.1. Sistema Automatizado

Se pretende automatizar un sistema compuesto por sensores infrarrojos y giroscopio de tal manera que con la adaptación al antebrazo y el uso de rotación del brazo permita que se realicen movimientos específicos. Este tipo de sistemas utilizan tecnología que extiende las posibilidades para que un infante pueda ejecutar actividades de manera automatizada, siguiendo tanto el movimiento del brazo como también el estímulo programado para sujeción.

2.3. Marco Teórico

2.3.1. Diseño Mecánico

El diseño mecánico de una prótesis de miembros superiores está enfocado en la creación ingenieril de las partes que componen tanto a la muñeca como al brazo y antebrazo, considerando el material, dimensión, manufactura y la resistencia mecánica.

2.3.2. Simulación CAE

La simulación CAE establecida por sus siglas en inglés como Computer Aided Engineering, se encarga del análisis y simulación de los diseños de ingeniería mediante programas informáticos

realizados con el ordenador de tal manera que se evalúen las características, propiedades, rentabilidad y viabilidad.(Mercado Bautista Jorge Daniel, 2020, p. 6)

La finalidad se centra en la optimización del desarrollo, disminución en los costos de la fabricación y reducción máxima de pruebas para la obtención del producto solicitados. Los parámetros más utilizados para este tipo de simulación son: Presión, Fuerzas aplicadas e Interacción de componentes y Temperatura.

2.3.2.1. *Workbench 2020 R2*

El software Ansys 2020 R2 permite realizar simulaciones de ingeniería, ayuda en la aceleración de la innovación aprovechando los nuevos modos de trabajo y capacidades dinámicas en todas las soluciones disponibles en el programa, esta versión ofrece VDI que mejora las soluciones de la simulación de Ansys, además de optimizar su experiencia a través de flujos de trabajo de mayor facilidad a los equipos en gestión de datos y configuración, visualización de dependencias y aprovechamiento de beneficios de integración de procesos y optimización.(Shane Emswiler, 2020)

2.3.2.2. *Static Structural*

La simulación estructural estática determina el efecto que posee una carga constante de una estructura. La tensión y deformación de la estructura pueden ser estudiadas bajo una variedad de condiciones de carga. Este estudio permitirá identificar las áreas débiles con baja resistencia y durabilidad en la etapa del diseño. (Ansys Innovation Space, 2024, p. 2)

2.3.3. Selección de materiales

Para seleccionar un material se basa en la utilización de gráficos que representaran datos relacionados con diferentes propiedades, clases y familias de materiales, se mantienen en cuenta diversos filtros o especificaciones como; rigidez del material, precio composición y propiedades físicas. La siguiente ilustración permite visualizar la facilidad con la que se puede seleccionar los materiales.

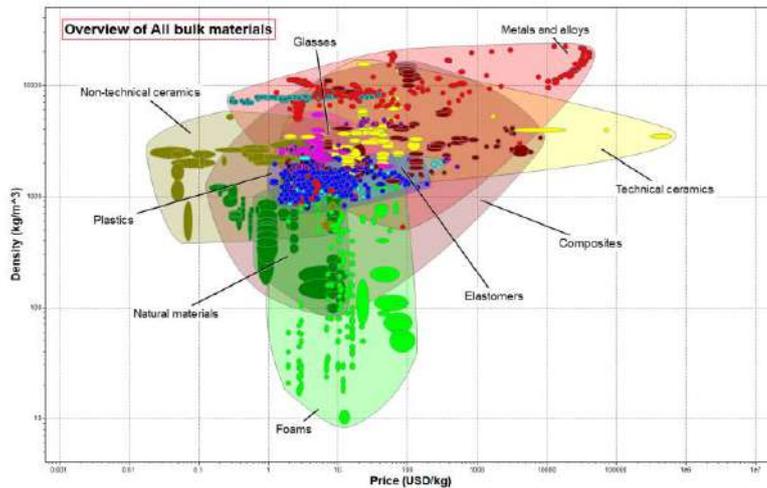


Ilustración 1-2: Universo de materiales Granta Edupack

Fuente:(Salazar Martínez Pablo Rolando, 2022, p. 88)

2.3.3.1. *Granta CES EduPack*

Este software denominado como Granta permite acceder a múltiples materiales de ingeniería y diseño, refuerza los conocimientos proporcionando datos, herramientas, procesos de fabricación y casos prácticos industriales.

2.3.3.2. *Tipos de materiales*

2.3.3.2.1. *ABS*

El material ABS natural es reconocido por su alta resistencia a la tensión última y al impacto, las aplicaciones de ingeniería y comerciales más conocidas son: piezas automotrices, tuberías, electrodomésticos. Al contar con alta resistencia es propenso a deformarse debido a la temperatura en el proceso de fabricación aditiva.(L. Vargas Henríquez, 2020, p. 86)

Este material cuenta con una mejora llamado ABS plus el cual consta con propiedades de resistencia al impacto, peso ligero y puede llegar a soportar condiciones extremas en cuanto al clima, de esta manera se asegura la separación mínima de capas en el proceso de enfriamiento. La siguiente tabla proporciona propiedades necesarias para diversos procesos.

Tabla 2-1: Propiedades del ABS

ABS	Resistencia a la tensión (MPa)	Módulo de elasticidad (GPa)	Resistencia al impacto (J/m)	Porcentaje de elongación (%)	Densidad (Kg/cm ³)
ABS plus	49	2.90	116	20	1.20
ABS natural	41-45	2.34	210	25	1.04

Fuente:(L. Vargas Henríquez, 2020, p. 87)

2.3.3.2.2. PLA

El ácido poli láctico establecido por sus siglas como PLA es un polímero biodegradable obtenido por medio de fuentes naturales, la estructura está integrada por carbono y oxígeno los cuales forman enlaces polares y como consecuencia una estructura cristalina, su temperatura de transición vítrea esta alrededor de los 65° C lo que provoca que las piezas obtenidas mediante fabricación aditiva no sean adecuadas para trabajar en ambientes calientes, pero su temperatura de extrusión esta alrededor de los 200° C permitiéndole tener más tiempo para relajar las tensiones internas según continúe su proceso de enfriamiento de tal manera que se reducen las deformaciones. Este material no emite ningún gas tóxico durante la fusión por lo que no requiere un sistema de ventilación.(Benito Blanco Javier, 2020, p. 13)

Tabla 2-2: Propiedades mecánicas del PLA

Módulo de elasticidad (GPa)	3.3-3.6	GPa
Límite de elasticidad (MPa)	55-72	MPa
Resistencia a la tensión (MPa)	47-70	MPa
Porcentaje de elongación (%)	2.5-6	% Tensión
Módulo de compresión (GPa)	3.3-3.5	GPa
Módulo de flexión (GPa)	3.1-3.6	GPa
Fuerza de flexión (MPa)	85	MPa
Dureza Vickers (HV)	17-22	HV

Fuente: (CACUA RIVERA HOLGER ANTONIO, 2018, p. 49)

2.3.3.2.3. TPU

Las siglas TPU significan poliuretano termoplástico, este material elastómero está formado por monómeros con zonas apolares amplias lo que proporcionan flexibilidad y zonas polares que cristalizan. El resultado de estas zonas es un material que a temperatura ambiente es flexible y

también deformable, cuando este ya no se encuentra sometido a esfuerzos regresará a su posición inicial debido a sus zonas cristalinas.(Benito Blanco Javier, 2020, p. 43)

Este polímero es el adecuado para cuando se requieren partes flexibles ya que permite mantener mayor precaución al momento de realizar el proceso de manufactura aditiva. Las características que proporcionan los fabricantes se establecen en la siguiente tabla.

Tabla 2-3: Características de TPU

Propiedades mecánicas	Resistencia a la tensión (MPa)	Módulo de elasticidad (GPa)	Límite de elasticidad (MPa)	Porcentaje de elongación (%)	Densidad (g/cm ³)	Dureza (Shore A)
TPU	40	3.4	1.44	10 a 11	1.21	93

Fuente: (CACUA RIVERA HOLGER ANTONIO, 2018, p. 44)

2.3.4. Software Adams

ADAMS es un programa reconocido encargado de mejorar la eficiencia, se usa para determinar el comportamiento cinemático y dinámico de los sistemas mecánicos. Los análisis que se obtienen de esta herramienta permiten disminuir costos del desarrollo del producto, además que permite validar la solución temprana del sistema. A través este programa es posible gestionar y evaluar una variedad de interacciones entre variables como: fuerzas de transmisión, velocidades y aceleraciones de los mecanismos, tensiones provocadas por cuerdas. De esta manera los usuarios pueden crear prototipos virtuales que simulen el comportamiento referente al movimiento de los sistemas complejos.(Martínez Montoya Javier, 2018, p. 36)

2.3.5. Nivel de amputación de extremidades superiores

El tipo de amputación dependiendo de la zona de ubicación tiene su correspondiente clasificación, una de estas zonas se enfoca en los miembros superiores el cual depende de la altura en donde se realizó el corte.(CRUZ CALDERÓN ADNY SAYTO, 2018, p. 18)



Ilustración 2-2: Niveles de amputación superior

Fuente: (CRUZ CALDERÓN ADNY SAYTO, 2018, p. 18)

2.3.6. Niveles de amputación por debajo del codo infantil

2.3.6.1. *Amputación por debajo del codo transradial*

La funcionalidad que tenga el muñón dependerá del nivel de amputación debido a que se tienen ciertos niveles de funcionamiento, uno de estos es el movimiento flexo-extensión y pronosupinación que tendrá un movimiento de accionamiento diferente. (FELIPE ANDRÉS MELO FUENMAYOR, 2023, p. 6)

2.3.6.2. *Amputación transradial muñón corto mediano*

Este tipo de amputación está establecido que comprende el 55% de la longitud del antebrazo, partiendo desde el codillo humeral a la estiloides cubital. Presenta dificultad para adaptaciones de prótesis debido a forma del antebrazo a ese nivel. Se mantiene el pronador redondo y las inserciones del bíceps, tríceps, supinador largo y gran parte de los músculos flexo extensores de la muñeca. (Cifuentes M Dr. y Colaboradores, 2002, p. 415)

2.3.6.3. *Amputación transradial muñón largo estándar*

El nivel de amputación corresponde a la longitud del 80% desde el epicóndilo a la estiloides cubital. (Cifuentes M Dr. y Colaboradores, 2002, p. 415)

2.3.7. Movimientos básicos del antebrazo y mano

2.3.7.1. Movimientos del antebrazo

Según (Escobar Javier Borja y Coba Santiago Tobías, 2022, p. 61). Establece que el antebrazo mantiene dos movimientos principales: pronación y supinación. La pronación lleva la palma de su posición anterior a la posterior mediante el movimiento del extremo distal del radio sobre la cabeza del cúbito. Por otro lado la supinación es la encargada de volver a colocar la palma en su posición anatómica.

2.3.7.2. Movimientos de la muñeca

La muñeca cumple con funciones como sostener y la sujeción de objetos, está constituido por una serie de huesos, músculos, nervios y vasos que cumplen una determinada función que como consecuencia cumple un conjunto de acciones.(JUAN DIEGO CUESTA SANTANA y MANUEL ALEJANDRO TAMAY CHIMBORAZO, 2022, p. 12)

Existe una variedad de movimientos de la mano que son provocados por el uso de varios músculos y tendones que actúan de forma instantánea para generar los movimiento.

- a. Cilíndrico Permite que la mano realice un movimiento cerrado para realizar una sujeción de un objeto.
- b. De punta Este movimiento de basa en cerrar la mano pero teniendo una abertura semicuada para contrayendo los músculos para generar un agarre fuerte
- c. Gancho Permite la activación de los 4 dedos principales para una activación de sujeción cuando se encuentra sometido a cargas.
- d. Palmar Los dedos que se activan en este movimiento de la mano son el índice y el pulgar pero manteniendo el apoyo de los dedos siguientes como refuerzo para el índice.
- e. Esférico Genera un agarre directo con la activación de todos los músculos de la mano y como consecuencia permite el control de los dedos al cerrar la mano.
- f. Lateral Este último movimiento similar al palmar con la diferencia que el índice cierra el dedo índice a mayor ángulo por lo que al apoyar el pulgar este genera mayor presión.

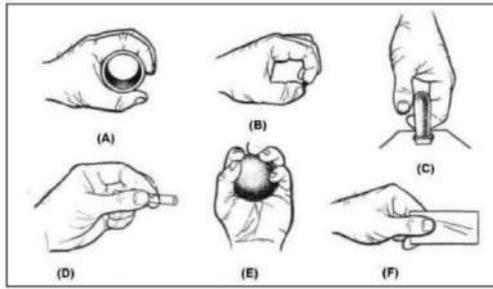


Ilustración 3-2: Tipo de movimiento de una mano

Fuente:(FELIPE ANDRÉS MELO FUENMAYOR, 2023, p. 9)

2.3.7.3. *Movimiento de los dedos de las manos*

Los movimientos de los dedos de las manos se realizan por medio de las articulaciones metacarpo falángicas e interfalángicas, estas permiten una extensión, flexión, abducción y aducción que es cuando los dedos se separan.(CRUZ CALDERÓN ADNY SAYTO, 2018, p. 24)

2.3.7.4. *Manipulación de objetos*

La mano de adaptarse a la forma que tengan los objetos para lograr la sujeción, para poder sujetar un objeto voluminoso, la muñeca se ahueca y forma arcos orientados en tres direcciones: transversal, concavidad y sentido de longitud. Los arcos carpa metacarpofalángicos constituidos en cada dedo con los metacarpos y falanges, la concavidad de estos mantiene la orientación hacia delante de la palma. Los arcos que mayor importancia tienen son el arco índice y del dedo medio; sentido oblicuo, establecidos como arcos de oposición del pulgar con los demás dedos, el más importante une y opone el pulgar al índice.(Escobar Javier Borja y Coba Santiago Tobías, 2022, p. 15)

2.3.8. **Modelos de Prótesis de Miembros Superiores**

2.3.8.1. *Pasivas*

Este tipo de modelos tiene como principal función restaurar la estética del miembro ausente, estas no son capaces de realizar alguna acción funcional. Su fabricación se basa en el uso de silicona, cloruro de polivinilo o uretano. La apariencia que es posible adquirir en el mercado es de similitud al tono de piel y se caracteriza por tener gran realismo.(JUAN DIEGO CUESTA SANTANA y MANUEL ALEJANDRO TAMAY CHIMBORAZO, 2022, p. 16)

2.3.8.2. *Activas*

Las funcionalidad que tienen estos instrumentos está centrado en el movimiento distal para la presión de objetos, la fuente de energía puede ser mecánica, eléctrica o híbrido.

2.3.8.3. *Prótesis Transradial*

Las prótesis transradiales hacen referencia a la amputación que sufre una persona por debajo del codo, el funcionamiento parte de forma directa de las cualidades en las que se enfoca el diseño y la fabricación, pero existen varias prótesis que emiten pautas generales, una de estas es la fuerza óptima que se utiliza para prótesis debido a que los materiales de fabricación requieren de apoyos en el codo.

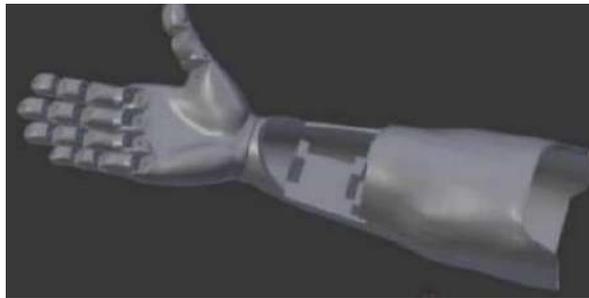


Ilustración 4-2: Prótesis Transradial

Fuente:(Chillagano Tipán Andrés Rodrigo y Murminacho Chillagana Pablo Andrés, 2022, p. 21)

2.3.9. **Escaneo 3D**

El escaneo 3D presenta gran importancia en la era del desarrollo tecnológico, puede capturar las características físicas de un objeto o de miembro inferior o superior de una persona con la ayuda de un sensor que dará como resultado una representación digital permitiendo la manipulación o modificación del objeto.

2.3.9.1. *KIRI Engine*

Es una aplicación para escaneo 3D de forma rápida, sencilla y asequible. Está basada en tecnologías de fotogrametría, es posible acceder de forma gratuita para usuarios de iOS y Android, proporciona un modelo 3D de alta calidad y permite la importación a otros programas dado que ofrece diferentes formatos compatibles como stl, obj, ply, etc.(Softonic, 2023, p. 2)

2.3.10. Mecanismo de una prótesis

Los mecanismos pueden ser considerados como dispositivos a los cuales se tiene una fuerza de entrada y una de salida. Las emisiones referentes a los movimientos en articulaciones de miembros superiores y prótesis de la mano utilizan mecanismos que permiten realizar flexión o estirar las falanges de los dedos. Los mecanismos que se han tornado en la actualidad son la transmisión por barras, motores que son instalados en cada articulación y transmisión por poleas o cuerdas.

2.3.11. Fuerzas aplicadas por los dedos

Según (Loaiza, 2012, p. 56), el análisis tipo pinza es primordial en cuanto a la sujeción que realiza la mano debido a que más del 80 % de la fuerza que se utiliza durante el agarre es generada por los 3 dedos principales.

Tabla 2-4: Fuerzas en puntos de apoyo del cable sobre las falanges.

Fuerza falange (N)	Dedo		
	ÍNDICE	MEDIO	PULGAR
Distal Apoyo 1(Componentes) Apoyo 2 (Componentes)	30 - 0 29.54-5.20	30-0 29.77-3.65	30-0 26.73-13.61
Medial Apoyo 1 (Componentes) Apoyo 2 (Componentes)	(-29.54)-5.20 17.21-24.57	(-29.88)-2.61 6.74-29.23	-30-0 29.54- (-5.20)
Proximal Apoyo 1(Componentes) Apoyo 2 (Componentes)	(-29.88)- (-2.61) 29.10-7.25	-29.70) -(-4.17) 27.18-12.67	El cable actuador principal no se apoya en esta falange

Fuente:(Loaiza, 2012, p. 55)

2.3.12. Fabricación aditiva

Es una tecnología que se basa en imprimir objetos en 3 dimensiones con procedimiento de capa por capa. Este proceso tiene características que facilitan la producción de objetos personalizados mediante modelados CAD, el algoritmo el programa corta el modelo 3D en varias capas 2D para finalmente obtener una construcción del objeto 3D mediante una impresión de capa por capa.(Rivera García, 2018, p. 13)

2.3.12.1. *Impresión 3D*

Las impresoras 3D utilizan el sistema de tecnología FDM (Deposición Fundida), crea piezas o maquetas volumétricas a partir del diseño CAD realizado por un ordenador. La máquina empuja el material que se encuentra enrollado a un inyector donde el filamento sintético es fundido a una temperatura adecuada, el inyector se mueve en los ejes x y y mientras que la base de impresión se desplaza en el eje z en cual tiene como dirección vertical hacia abajo para permitir la deposición de una nueva capa.

La impresión que realiza este instrumento tiene varias ventajas sobre métodos tradicionales, pero es muy poco probable lograrlo completamente debido a que ofrece un diseño rápido y sencillo con material funcional, una de las ventajas principales es la forma en las que son producidas las piezas y por esta razón se logra obtener un objeto completo en pocos minutos. (Macas Montaña Cesar Cristian y Pilco LLerena Kleber José, 2016, p. 3)



Ilustración 5-2: Impresora 3D FDM

Fuente: (Bermeo Gaibor Darwin Adrián y Baquerizo Flor Joseph Andrés, 2021, p. 10)

2.3.12.1.1. *Impresora Ender 3-S1 Plus*

Esta herramienta mejorada utiliza de la misma manera tecnología FDM con una velocidad de 15 mm/s, los formatos compatibles para realizar impresiones 3D son stl y obj. De la misma manera la compatibilidad de los softwares es Cura Slicer y Simplify 3D. En cuanto a la conectividad utilizada puertos USB y tarjeta micro sd, el consumo eléctrico es de 350 y permite una temperatura máxima de 100°C.



Ilustración 6-2: Impresora 3D Ender-3 S1 PLUS

Fuente:(CREALITY, 2022, p. 2)

2.3.13. Microcontrolador

Esta herramienta es la encargada de recibir órdenes y como consecuencia generar movimiento en la prótesis generando de esta forma un sistema automatizado que responde a las órdenes.

2.3.13.1. Tipos de microcontroladores

Los microcontroladores se encuentran divididos por categorías según los bits, memoria, arquitectura y conjunto de instrucciones, su clasificación está centrada en los siguientes:

2.3.13.1.1. BITS

Los microcontroladores de bits trabajan según el número de bits que conforman, el de 8 bits ejecuta la lógica de las operaciones aritméticas, por otra parte el de 16 bits funciona con precisión y mayor rendimiento. Por último el microcontrolador conocido por el control automático de dispositivos es el de 32 bits, es empleado para dispositivos de carácter médico ya que es necesario tener esa cantidad de bits para llevar a cabo operaciones lógicas o de función aritmética.

2.3.13.1.2. Memoria

El microcontrolador se clasifica en dos; el microcontrolador de memoria externa este tipo no tiene una memoria de programa en el chip y el microcontrolador de memoria incorporada es aquel que se integra en todos los bloques funcionales de un chip y es utilizado para construir estructuras incrustadas.

2.3.13.1.3. *Conjunto de instrucciones*

Según (FELIPE ANDRÉS MELO FUENMAYOR, 2023, p. 14). El microcontrolador denotado como CISC-CISC, es conocido por sus siglas como computador con set de instrucciones complejas, el usuario tiene la capacidad de utilizar una sola instrucción como una opción en lugar de utilizar múltiples instrucciones simples. Por otra parte el microcontrolador denominado RISC-RISC: denotado como ordenador de conjunto de instrucciones reduciéndolo como RISC este reducirá el tiempo de operación al acortar el ciclo de reloj por instrucción.

2.3.14. **Plataformas de desarrollo electrónico**

La plataforma de desarrollo hace referencia al funcionamiento de determinados módulos compatibles de hardware y software, se definen mediante estándares en los cuales se determina la arquitectura del hardware y una plataforma de desarrollo de software.(Camacho, 2015, p. 5)

2.3.14.1. *Tipos de plataformas*

El objetivo primordial de una plataforma de desarrollo electrónico es hacer más sencillo y rápido el prototipado. Existe una variedad de plataformas que permiten realizar codificaciones para llevar a cabo una determinada programación.

2.3.14.1.1. *Raspberry Pi*

Esta plataforma se asocia con el concepto de open source, permitiendo trabajar con un software legal, información útil y gratuita de internet. Existen dos tipos de placas A y B, siendo el modelo B el que mayor resalta por su potencia. Este modelo integra un SoC con módulos CPU ARM1176JZF-S el cual corre a 700 MHZ y GPU Broadcom VideoCore IV. La placa ofrece salida de audio y video por medio de HDMI, pero el video puede también salir por RCA para sistemas PAL y NTSC. Utiliza una memoria SD, posee un conector RJ-45 por la que es posible realizar una conexión a una red Ethernet.(Aranda Diego, 2014, p. 23)

2.3.14.1.2. *STM*

Esta plataforma tiene muchos microcontroladores potentes con sus respectiva librerías, más rápido que cualquier PIC. Los sensores, interfaces y circuitos de protección de ST contienen funciones críticas a nuevas tecnologías. Los MCU de ST establecen una variedad de

especificaciones enfocadas en el rendimiento que buscan satisfacer las necesidades de las aplicaciones individuales. Presentan modelos desde STM8L que está integrado de un núcleo de 8 bits, hasta el STM32L4 de Cortex-M3, El STM32 pertenece la familia de microcontroladores más amplia.(Arrow, 2017, p. 2)

2.3.14.1.3. *Arduino*

Según (Tapia y Manzano, 2013, p. 25).“Es una plataforma electrónica de hardware de código abierto basada en una placa que contiene un microcontrolador, cuenta con entradas y salidas, analógicas y digitales, su entorno de desarrollo se basa en el lenguaje de programación processing.

1.1.1.1.1. *Arduino nano*

Es un placa pequeña basada en el ATmega328 o en el ATmega168, la funcionalidad es similar a la de la tarjeta Arduino Duemilanove pero con un paquete diferente. La característica con mayor énfasis es que puede ser montado sobre la protoboard directamente, se lo alimenta con un conector USB mini B, cuenta con 14 pines de entrada o salida digital, 8 pines de entrada o salida analógica, uno de los pines no cuenta con la misma funcionalidad que el Arduino uno.(Llerena Valle Sandra Elizabeth, 2016, p. 12)

Las características de la tarjeta y sus especificaciones se pueden apreciar en la siguiente tabla.

Tabla 2-5: Especificaciones de la tarjeta Arduino nano.

Microcontrolador	Atmel ATmega 168 o ATmega 328
Voltaje de operación (lógica de nivel)	5 V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12 V
Voltaje de entrada (límite)	6-20 V
Pines I/O digitales	14 (6 proporcionan PWM de producción)
Flash memory	3.1-3.6
Pines de entrada analógica	8
SRAM	1 KB (ATmega168) o 2 KB (ATmega328)
EEPROM	512 bytes (ATmega168) o 1KB (ATmega328)
Clock Speed	16 Hz

Fuente:(López, Rivas y Pérez, 2016, p. 2)

2.4. Actuador

Un actuador es un instrumento mecánico, su función es proporcionar fuerza para provocar un cambio de posición, velocidad o estado, partiendo desde una información adquirida previamente.

2.4.1. Servomotor

Según (PANIMBOZA, 2019, p. 3), “Un servomotor es un motor con varias características especiales, posee gran precisión y permite una amplia gama de aplicaciones industriales”.

2.4.1.1. Servomotor SG90

Es un actuador liviano y un tamaño relativamente pequeño, este puede llegar a girar 180 grados estableciendo 90 grados en cada dirección, este dispositivo es ideal para el movimiento de piezas con sistemas de baja potencia y permite controlar la velocidad de giro.(ALPALA y POZO, 2019, p. 50)



Ilustración 7-2: Servomotor SG90

Fuente:(PANIMBOZA, 2019, p. 4)

2.5. Sensores

Los sensores son los encargados de recibir una señal física y es capaz de transformarla en una señal eléctrica que es entendida por el microcontrolador para poder activar el sistema de actuadores con la finalidad de obtener los movimientos solicitados.

2.5.1. Sensores infrarrojos

Los sensores infrarrojos parten desde los años 90, estos dispositivos permitían la detección de la radiación que emitían los materiales o también los cuerpos calientes de tal forma que la

transformaban en señal eléctrica. Estos instrumentos requieren de una comunicación lineal entre el transmisor y el receptor, lo que permite tener una imprescindible vista para la transmisión efectiva por lo que este proceso será siempre de uno a uno. La velocidad de transferencia de datos de un archivo de 4Mb tiende a tardar de 15 a 20 minutos al pasarlo por el infrarrojo el cual basa su comunicación por medio de ondas el alta frecuencia (en similitud a las ondas de radio), una de sus limitaciones es el ángulo y la distancia ya que tienen que estar cerca para la transferencia de datos.(García y Muñoz, 2014, p. 23)

2.5.1.1. *Sensor LM393*

Este dispositivo utiliza una luz imperceptible para el ojo humano, puede ser usado como sensor de presencia o sensor infrarrojo, permite leer un valor digital debido a su placa LM393, la cantidad receptada por el infrarrojo (IR) dependerá de la forma, material y color del obstáculo, actúa a cortas distancias y está integrado con un potenciómetro que permitirá controlar la sensibilidad.(Molina Pesantes Ufredo Andrés y Paredes Meza Pedro Pablo, 2017, p. 29)

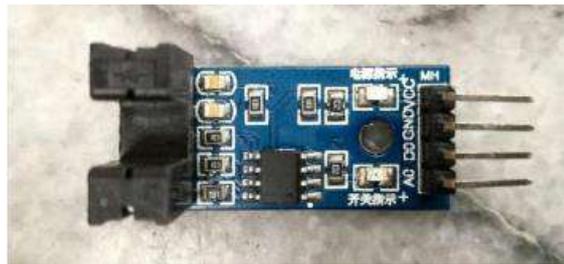


Ilustración 8-2: Sensor LM393

Fuente: (Molina Pesantes Ufredo Andrés y Paredes Meza Pedro Pablo, 2017, p. 29)

2.5.2. **Giroscopio MPU 6050**

El giroscopio es un instrumento que mide la velocidad angular, usado para medir la rotación. Las unidades de medida son grados por segundo ($^{\circ}/s$) o también revoluciones por segundo (rev/s). La aplicación principal está centrada en los sistemas autónomos, los mismos que son usados para determinar la orientación de vehículos. (ALBUJA SÁNCHEZ BYRON MAURICIO y SÁNCHEZ GÓMEZ ELIZABETH VERÓNICA, 2018, p. 36)



Ilustración 9-2: Sensor MPU6050 Acelerómetro y Giroscopio

Fuente:(Coronel Aguilar Juan Pablo, 2017, p. 19)

CAPITULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1. Metodología del diseño

3.1.1. Proceso para el diseño del prototipo

El punto de partida enfocado en obtener un prototipo de prótesis transradial es el estado del arte basado en el diseño de prótesis transradiales delimitado por antecedentes desde el ámbito mundial hasta el local. Este proceso permite organizar las etapas para crear una prótesis activa para protocolo de pruebas. Posterior a esto se lleva a cabo la fase de investigación en la cual se identifican desde materiales hasta componentes electrónicos que servirán para la activación de la prótesis. En la etapa del diseño conceptual se procede al escaneo y las características principales del modelo de mano real, se desarrolla el modelo que será sometido a diferentes tipos de agarre con sus respectivas fuerzas y momentos para validarlo por medio de resistencia mecánica.

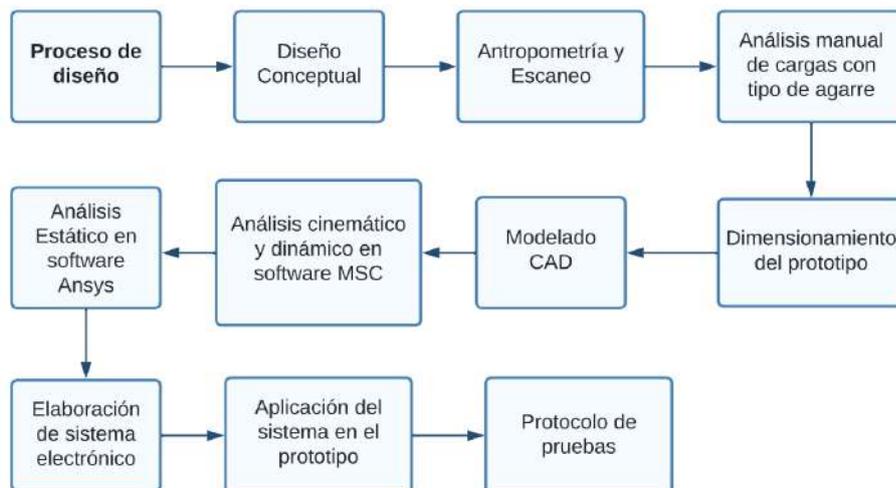


Ilustración 1-3: Flujograma del diseño mecánico del prototipo

Realizado por: Moncada E., 2024

3.1.2. Características técnicas del diseño

El análisis de las características técnicas es realizado en función de las necesidades básicas que un infante presenta diariamente, de esta manera es posible cubrir con la efectividad del prototipo de prótesis. Al obtener estos resultados es posible realizar una evaluación implementando

características en la casa de la calidad, una vez realizado esto es posible elegir la mejor opción para obtener un modelado final del prototipo.

Tabla 3-1: Análisis de competencias

VOZ DEL USUARIO			VOZ DEL INGENIERO	
USABILIDAD	Estético	E	Funcionalidad	
	Bajo costo	E	Selección de materiales basado en sus propiedades	
	Confortable	O	Ergonómico	
	Buen ajuste al antebrazo	O	Sistema automatizado	
	Fácil de usar	B	Componentes eléctricos	
	Resistencia al desgaste	O	Análisis cinemático, dinámico y estático	
	Equipo automatizado	E	Diseño detallado	
DESEMPEÑO	Respuesta rápida	B	Resistencia mecánica	
	Velocidad de funcionamiento	B	Tiempo de uso	
	Durable	E	Costo energético de los sensores	

Realizado por: Moncada E., 2024

3.1.3. Desarrollo de la casa de la calidad

Este desarrollo tiene como objetivo comparar los diseños de prótesis activas realizados, modelos ya posicionados en el mercado o que mantienen similitud basados en requisitos técnicos previos por los clientes. La tasa de ocurrencia permitirá evaluar las características del producto como competencia con los antes mencionados, la voz del usuario tendrá conexión con la voz del ingeniero, de esta manera será posible validar el prototipo.

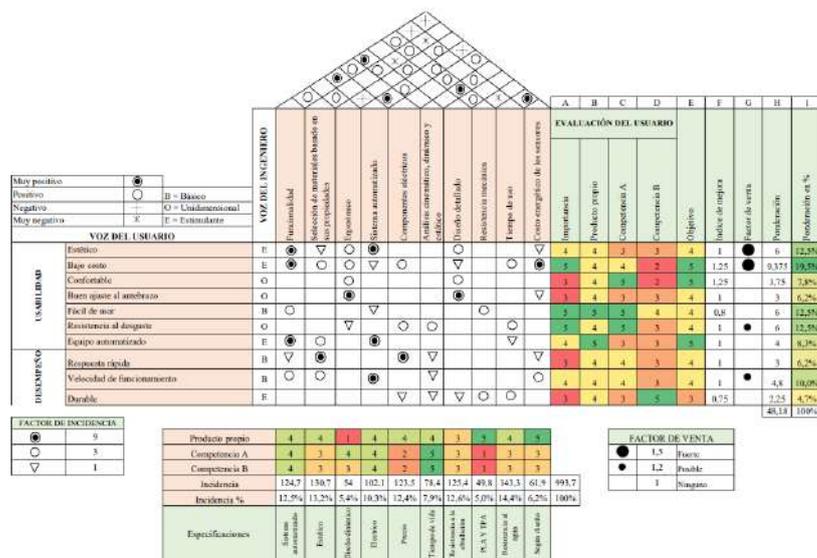


Ilustración 2-3: Casa de la calidad

Realizado por: Moncada E., 2024

3.1.4. Conclusiones de la matriz QFD

El diseño y fabricación del prototipo debe contener un material que permita realizar la sujeción evitando el deslizamiento, para esto se propone la impresión 3D de la prótesis con un material PLA en el 90% del prototipo, mientras que el 10% será impreso con material TPU debido a la superficie rugosa del mismo, además que tiende a deformarse al sujetar los objetos simulando de esta manera el agarre real de un infante.

Estos materiales son propuestos debido a que presentan la ventaja de ser livianos con respecto a otras opciones en el mercado.

3.1.5. Matriz morfológica

El desarrollo de la matriz se plantea mediante las posibles combinaciones que puede realizarse para obtener una prótesis activa con diferentes modos de accionamiento.

Tabla 3-2: Tabla de matriz morfológica.

MODELO	OPCIÓN 1	OPCIÓN 2	OPCIÓN 3
Modelos			
Tipo			
Accionamiento			

Funcionamiento			
Material			

Realizado por: Moncada E., 2024

3.1.6. Resultado de la matriz morfológica

El modelo resultante del prototipo está centrado en el accionamiento tipo mecánico mediante cuerdas, los dedos compartirán los actuadores; el índice con el medio y el anular con el meñique, permitiendo el funcionamiento individual del pulgar. Los materiales para la fabricación aditiva son elegidos por su durabilidad y costo, el TPU será seleccionado para las falanges, mientras que el PLA formará parte del resto del prototipo.

3.2. Diseño Conceptual

3.2.1. Antropometría de la mano de infante y parámetros de diseño

Para obtener las medidas antropométricas del infante fue necesario conseguir un modelo que disponga del rango de edad, los resultados de las medidas que permiten realizar el modelado CAD van de la mano con el escaneo directo del infante. La siguiente tabla establece los valores reales para el prototipo.

Tabla 3-3: Medidas de generales de la mano de infante

DEDOS						
Dimensiones en (mm)	Pulgar		Índice	Medio	Anular	Meñique
Falange proximal	Longitud	35	34	35	36	30
	Diámetro	16	14	13	13	12
Falange medial	Longitud	25	33	25	23	15
	Diámetro	14	13	12	12	11
Falange distal	Longitud	-----	19	20	20	18
	Diámetro	-----	11	10	10	10

Mano y antebrazo				
Palma	Ancho mayor	Ancho menor	Largo	Alto
	60	46	60	28
Antebrazo	55	46	160	28

Realizado por: Moncada E., 2024

3.2.2. Especificaciones generales del prototipo

Es necesario tener en cuenta que el prototipo a realizar debe cumplir con las especificaciones de las medidas reales como también complementar con la parte ergonómica debido a que esta será tomada como un prototipo para pruebas de laboratorio.

3.2.3. Escaneo de la mano del infante

La herramienta de escaneo permite realizar modelados de los elementos de forma más rápida y simple, con el desarrollo de las tecnologías se logra nuevos métodos para obtener un modelo CAD, esta aplicación brinda formatos compatibles con MeshMixer que permitirá corregir ciertas singularidades o detalles para luego ser exportados al software SolidWorks donde será posible realizar complementar con cortes y perforaciones, estos detalles serán de suma importancia para la colocación de los componentes eléctricos.



Ilustración 3-3: Escaneo del modelo para el prototipo de prótesis

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.4. Importación del modelo base en MeshMixer

Al ingresar el modelo escaneado en este software, se permitió realizar modificaciones en cuanto a las curvaturas que conforman la mano, la misma que fue requerida para el prototipo. Dado que es posible obtener modelos de diferentes formatos al exportar el CAD modificado, facilita el proceso de creación de nuevos diseños basados directamente en su estructura real.

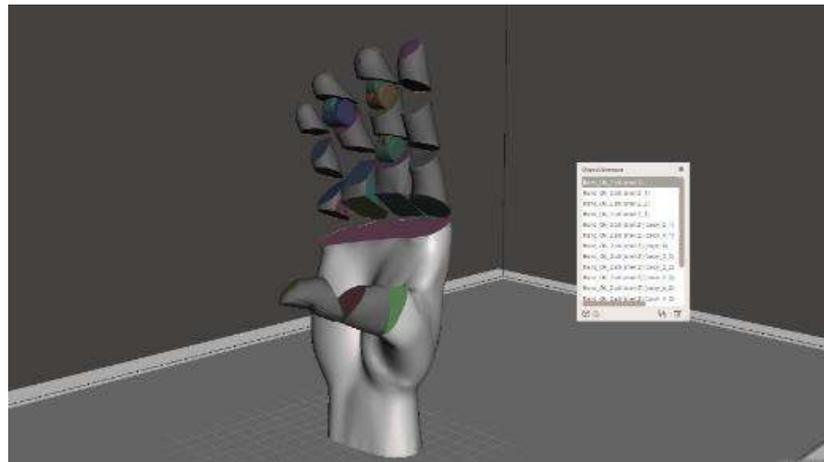


Ilustración 4-3: Modelo de Mano de Infante Escaneada con MeshMixer

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.5. Modelo en importado a SolidWorks

Para validar el modelo previo se realizaron las exportaciones por partes, una de ellas fue del dedo índice, continuando así con el dedo medio y el pulgar. Este modelo fue obtenido con el formato stl para luego ser visualizado con el software SolidWorks, esta herramienta permite realizar las perforaciones para las ubicaciones del sistema de cuerdas que tendrán la función de generar tensiones en los diferentes tipos de agarre del prototipo.

Es importante tomar en cuenta que los análisis luego de ser exportados del software SolidWorks en formato step, se centran en los dedos con mayor porcentaje de accionamiento de fuerza, por lo que se analizarán los tres dedos principales mencionados anteriormente en el software CAE. Partiendo por los mallados que proporcionan los elementos, hasta obtener las deformaciones que sufren con la aplicación de la tensión.

3.2.5.1. *Dedo índice*

En esta sección se visualiza la importación y ensamble del dedo índice que será incorporado en el prototipo para su respectiva fabricación aditiva.



Ilustración 5-3: Modelo índice importado al software SolidWorks

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.5.2. *Dedo medio*

De la misma manera se obtiene el modelo del dedo medio por medio de importación por partes y ensamble que formará parte del prototipo en la parte de la palma.



Ilustración 6-3: Modelo medio importado al software SolidWorks

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.5.3. *Dedo pulgar*

Finalmente se obtiene el tercer modelo del cual según (Loaiza Bernal Jair Leopoldo 2012) son los encargados de ejercer más del 80% de la fuerza de agarre, por lo que importa previamente por partes y de la misma manera se realiza el ensamble que será destinado para el análisis de tensión por acción del cable.



Ilustración 7-3: Modelo pulgar importado al software SolidWorks

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.6. **Diseño CAD del prototipo**

El modelo CAD establecido como primera propuesta, toma en cuenta la parte estética del prototipo, además considera las dimensiones faltantes obtenidas mediante la toma manual de datos con el fin de obtener un modelo estético y ergonómico que se adapte a la estructura de un infante.

Partiendo de los ensambles individuales de los dedos con sus respectivas falanges, se procede a realizar el ensamble completo del prototipo, tomando en cuenta que el antebrazo será el encargado de llevar el sistema eléctrico y las perforaciones que accionarán a los dedos mediante la aplicación de la fuerza del servomotor.

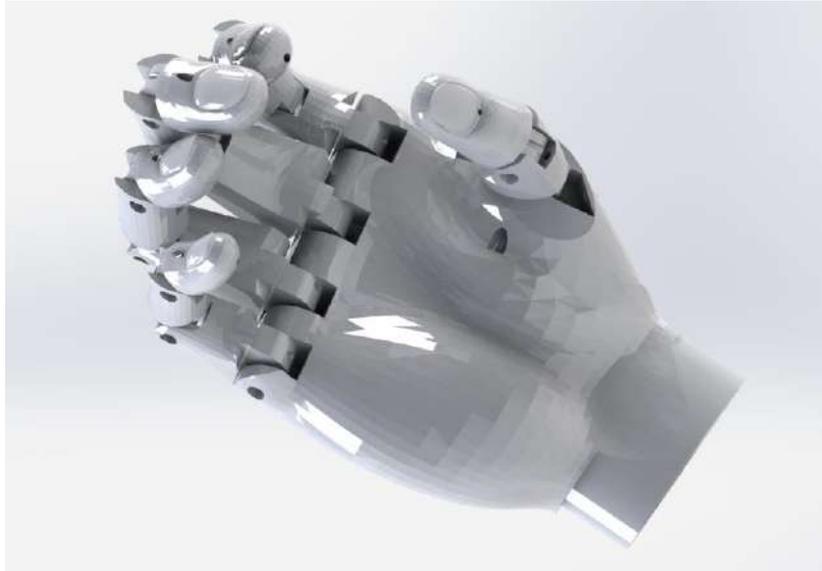


Ilustración 8-3: Modelado CAD Primer prototipo

Fuente: Moncada E.,2024

3.2.7. Aplicación del material

Las herramientas de modelado CAD permiten establecer materiales base en los diseños, esta función brinda una idea más concreta del prototipo a realizarse y su vez genera de forma visual la parte estética que será obtenida mediante la fabricación aditiva en su resultado final.



Ilustración 9-3: Renderizado aplicado material

Fuente: Moncada E.,2024

3.2.8. Análisis de Fuerzas y Momentos

El análisis de comienza partiendo por los valores conocidos como el coeficiente de fricción estática y la carga máxima que soportará el prototipo de prótesis.

3.2.8.1. Análisis el Agarre Cilíndrico

Para considerar el análisis del agarre cilíndrico es necesario partir por valores fijos de los materiales como: el coeficiente de fricción estática de $\mu = 0,16$ y una carga máxima de 90 gramos. Una vez obtenida la carga máxima se determina el peso $W = 0,8829 \text{ N}$. De esta manera es posible iniciar con el análisis de fuerzas para la prótesis.

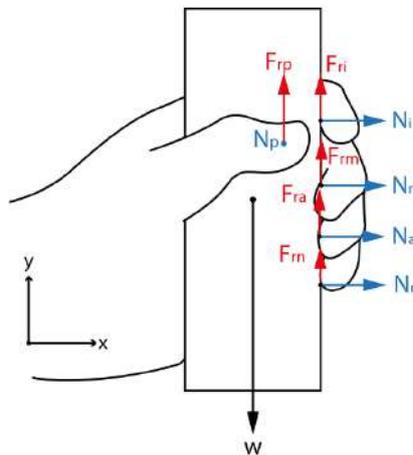


Ilustración 10-3: Diagrama de cuerpo libre de agarre cilíndrico.

Fuente: Moncada E.,2024

$$\sum F_y = 0$$

$$F_r - W = 0$$

$$F_r = 0,8829$$

$$\mu N - W = 0$$

$$N = 5,52 \text{ N}$$

F_r = Fricción resultante en el plano.

La normal es proporcional al apriete de la prótesis (F_T)

$$F_T = N = 5,52 \text{ N}$$

Para las fuerzas normales y de fricción en cada dedo, se utilizarán los porcentajes de distribución de fuerzas de (Loaiza, 2012, p. 56).

Por lo tanto, se obtienen valores de la fuerza normal para los dedos en el eje z de:

$$F_z \text{ pulgar} = 5,52(0,45) = 2,48 \text{ N}$$

$$F_z \text{ índice} = 5,52(0,23) = 1,23 \text{ N en el eje negativo}$$

$$F_z \text{ medio} = 5,52(0,19) = 2,48 \text{ N en el eje negativo}$$

$$F_z \text{ anular} = 5,52(0,13) = 2,48 \text{ N en el eje negativo}$$

$$F_z \text{ meñique} = 5,52(0,13) = 2,48 \text{ N en el eje negativo}$$

Así mismo, se obtienen la siguiente distribución de fuerzas de fricción:

$$F_y \text{ pulgar} = 0,8829(0,45) = 0,38 \text{ N}$$

$$F_y \text{ índice} = 0,8829(0,23) = 0,20 \text{ N}$$

$$F_y \text{ medio} = 0,8829(0,19) = 0,17 \text{ N}$$

$$F_y \text{ anular} = 0,8829(0,13) = 0,11 \text{ N}$$

$$F_y \text{ meñique} = 0,8829(0,13) = 0,11 \text{ N}$$

3.2.8.2. Análisis del Agarre de Pinza

Para el análisis del agarre tipo pinza se toman los mismos valores de los materiales del coeficiente de fricción estática de y la carga máxima. De la misma esta manera es posible iniciar con el análisis de fuerzas y en este caso se realiza el estudio de los momentos para la prótesis.

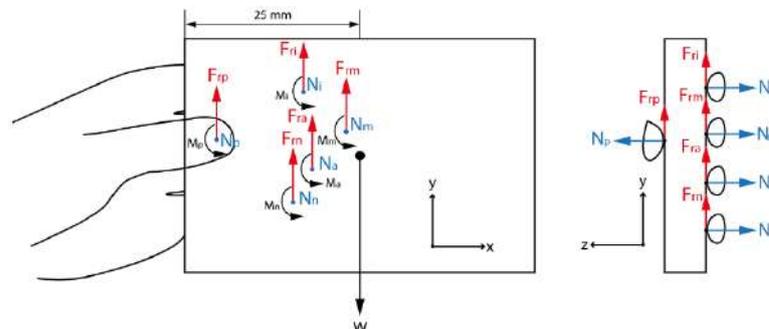


Ilustración 11-3: Diagrama de cuerpo libre de agarre de pinza

Fuente: Moncada E.,2024

Al igual que en el análisis del agarre cilíndrico, para este caso se asume que el objeto tiene la masa objetivo de 90 gramos; $W = 0,8829 \text{ N}$.

$$\begin{aligned}\sum F_y &= 0 \\ F_r - W &= 0 \\ F_r &= 0,8829 \\ \mu N - W &= 0 \\ N &= 5,52 \text{ N}\end{aligned}$$

El valor de la fuerza normal en el lado dedos (FLD) es igual a la fuerza normal en el lado pulgar (FLP) para mantener el equilibrio estático en este tipo de agarre.

$$\begin{aligned}N_{dedos} &= 2,76 \text{ N} \\ N_{pulgar} &= 2,76 \text{ N} \\ \sum M_A &= 0 \text{ } \cup + \\ M_A - W(25) &= 0\end{aligned}$$

Este momento en A es la resultante en el dedo índice y pulgar en el eje z positivo.

$$M_A = 22,07 \text{ Nmm}$$

$$\text{Acción Reacción } FLD = FLP = N_{pulgar} = 2,76$$

Donde FLD es la fuerza resultante de las fuerzas parciales de los dedos: meñique, anular, medio, índice.

Según la distribución (Loaiza, 2012, p. 56) Esta fuerza es la Normal basada en el apriete del prototipo.

$$\begin{aligned}N_z \text{índice} &= 2,76(0,46) = 1,27 \text{ N en el eje negativo} \\ N_z \text{medio} &= 2,76(0,38) = 1,05 \text{ N en el eje negativo} \\ N_z \text{anular} &= 2,76(0,08) = 0,22 \text{ N en el eje negativo} \\ N_z \text{meñique} &= 2,76(0,08) = 0,22 \text{ N en el eje negativo}\end{aligned}$$

Para el enfoque de la fricción se tiene para el lado dedos $Fr = \frac{0,8829}{2} = 0,44$ que ajustada a la distribución de Loaiza deriva en:

$$\begin{aligned}N_{y, \text{índice}} &= 0,44(0,46) = 0,20 \text{ N en el eje negativo} \\N_{y, \text{medio}} &= 0,44(0,38) = 0,167 \text{ N en el eje negativo} \\N_{y, \text{anular}} &= 0,44(0,08) = 0,04 \text{ N en el eje negativo} \\N_{y, \text{meñique}} &= 0,44(0,08) = 0,04 \text{ N en el eje negativo}\end{aligned}$$

Finalmente, el análisis del momento total es el resultado de la suma de todos los momentos de los dedos individualmente; por lo tanto, se puede distribuir este valor para obtener:

$$\begin{aligned}M_z \text{ pulgar} &= 11,03 \text{ N en el eje positivo} \\M_z \text{ índice} &= 11,03(0,46) = 4,19 \text{ N mm en el eje positivo} \\M_z \text{ medio} &= 11,03(0,38) = 5,07 \text{ N mm en el eje positivo} \\M_z \text{ anular} &= 11,03(0,08) = 0,88 \text{ N mm en el eje positivo} \\M_z \text{ meñique} &= 11,03(0,08) = 0,88 \text{ N mm en el eje positivo}\end{aligned}$$

3.2.8.3. *Análisis del Agarre de Plataforma*

Para el análisis de plataforma se establece la propuesta de que la carga máxima W , sea colocada en los 4 dedos: índice, medio, anular y meñique, de esta forma se determina la deformación provocada por esta carga.

3.2.9. **Estudio Cinemático**

Dado que las condiciones de contorno para el sistema a diseñar son variables, para el estudio cinemático se asumirá como posición inicial del sistema a la prótesis completamente abierta y a partir de ahí se calculará la posición y orientación del extremo de cada dedo mediante cinemática directa, a partir del método de Denavit-Hartenberg.



Ilustración 12-3: Posición inicial de análisis cinemático

Fuente: Moncada E., 2024

Para determinar la posición final del sistema se asume la sujeción de un objeto de \varnothing_{min} variable como se muestra en la siguiente ilustración:

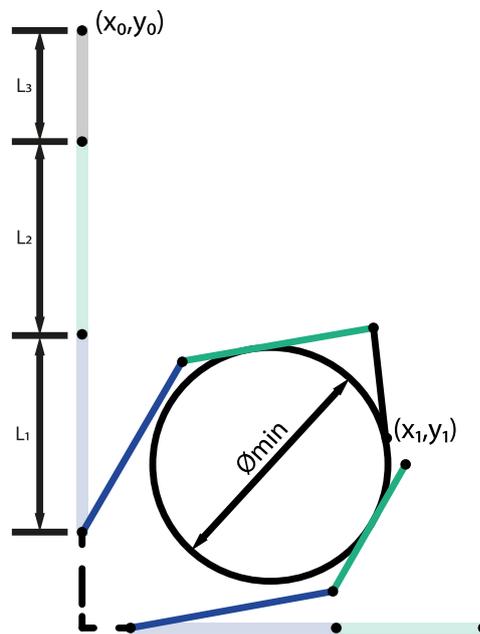


Ilustración 13-3: Posición final del sistema

Fuente: Moncada E., 2024

Para el estudio se ha asumido $\varnothing_{min} = 40 \text{ mm}$. Este valor no representa el diámetro mínimo que puede ser sujetado por la prótesis. Este caso de sujeción es solo uno de los muchos que se pueden analizar, puesto que se pueden sujetar objetos de diferentes diámetros.

Para este caso de estudio y para futuras investigaciones, se plantearán las matrices de transformación homogénea mediante el método de Denavit-Hartenberg para los subsistemas trifalángicos y bifalángico de la prótesis.

La forma general de la matriz de transformación homogénea:

$$H_i^{i-1} = \begin{bmatrix} C\theta_i & -C\alpha_i S\theta_i & S\alpha_i S\theta_i & a_i C\theta_i \\ S\theta_i & C\alpha_i C\theta_i & -S\alpha_i C\theta_i & a_i S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde:

θ_i : Ángulo entre X_{i-1} y X_i alrededor de Z_{i-1}

d_i : Distancia entre X_{i-1} y X_i alrededor de Z_{i-1}

α_i : Distancia entre Z_{i-1} y Z_i alrededor de X_i

α_i : Ángulo entre Z_{i-1} y Z_i alrededor de X_i

3.2.9.1. Cinemática del subsistema Trifalángico

Para el análisis de este sistema, se han tomado como ejes de rotación los ejes axiales de las articulaciones y se los ha denominado z, asimismo se ha identificado la perpendicular común entre los ejes de las articulaciones para establecer los ejes x y finalmente se han agregado los ejes y en base a la regla de la mano derecha. Esta configuración se presenta en la siguiente ilustración.

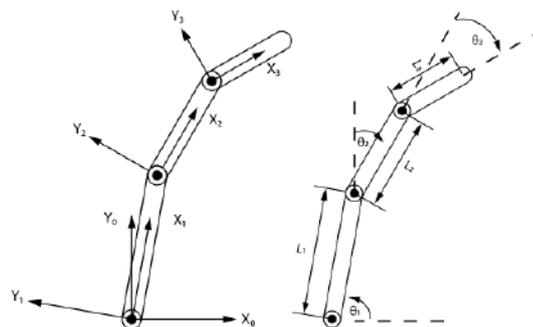


Ilustración 14-3: Sistemas de coordenadas del subsistema trifalángico

Fuente: Moncada E., 2024

Como se puede observar, se ha establecido como origen del subsistema la articulación mano-falange proximal; por lo tanto, los cálculos cinemáticos serán relativos a este origen.

Los valores de distancia y ángulo para los ejes establecidos corresponden a:

Tabla 3-4: Ángulos y distancias establecidas para el subsistema trifalángico

Articulación	θ	d	a	α
1	θ_1	0	l_1	0
2	θ_2	0	l_2	0
3	θ_3	0	l_3	0

Realizado por: Moncada E., 2024

Por lo que, partiendo de la forma general de la matriz de transformación homogénea, se puede plantear tres matrices correspondientes a cada una de las falanges del subsistema trifalángico.

Elemento 1 (Falange proximal):

$$H_1^0 = \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & l_1 C\theta_1 \\ S\theta_1 & C\theta_1 & 0 & l_1 S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Elemento 2 (Falange media):

$$H_2^1 = \begin{bmatrix} C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & l_2 C\theta_2 \\ S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & l_2 S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Elemento 3 (Falange distal):

$$H_3^2 = \begin{bmatrix} C\theta_3 & -S\theta_3 & 0 & l_3 C\theta_3 \\ S\theta_3 & C\theta_3 & 0 & l_3 S\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Para determinar la matriz homogénea que relacione la posición y orientación del extremo del subsistema respecto del sistema de referencia fijo (H_3^0), situado en el origen antes planteado, se multiplican las matrices de cada elemento, es decir:

$$H_3^0 = H_1^0 \cdot H_2^1 \cdot H_3^2$$

$$H_3^0 = \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & l_1 C\theta_1 \\ S\theta_1 & C\theta_1 & 0 & l_1 S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & l_2 C\theta_2 \\ S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & l_2 S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} C\theta_3 & -S\theta_3 & 0 & l_3 C\theta_3 \\ S\theta_3 & C\theta_3 & 0 & l_3 S\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_3^0 = \begin{bmatrix} C\theta_3(C\theta_1 C\theta_2 - S\theta_1 S\theta_2) - S\theta_3(C\theta_1 S\theta_2 + C\theta_2 S\theta_1) & -C\theta_3(C\theta_1 S\theta_2 + C\theta_2 S\theta_1) - S\theta_3(C\theta_1 C\theta_2 - S\theta_1 S\theta_2) & 0 & 0 \\ C\theta_3(C\theta_1 S\theta_2 + C\theta_2 S\theta_1) + S\theta_3(C\theta_1 C\theta_2 - S\theta_1 S\theta_2) & C\theta_3(C\theta_1 C\theta_2 - S\theta_1 S\theta_2) - S\theta_3(C\theta_1 S\theta_2 + C\theta_2 S\theta_1) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde los valores se pueden interpretar como:

$$H_i^{i-1} = \begin{vmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & dx \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & dy \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & dz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

Donde:

r : Rotación

d : Traslación

$H_{4,1}, H_{4,2}, H_{4,3}$: Perspectiva

$H_{4,4}$: Escalado global

3.2.9.2. Cinemática del subsistema bifalángico

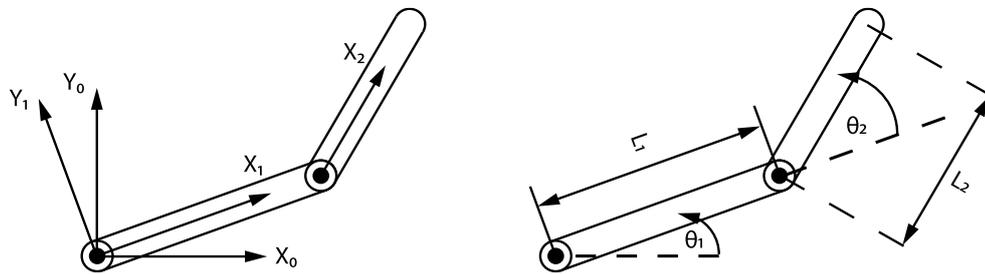


Ilustración 15-3: Sistema de coordenadas del subsistema bifalángico

Fuente: Moncada E., 2024

Los valores de distancia y ángulo para los ejes establecidos corresponden a:

Tabla 3-5: Ángulos y distancias para subsistema bifalángico

Articulación	θ	d	a	α
1	θ_1	0	l_1	0
2	θ_2	0	l_2	0

Realizado por: Moncada E., 2024

Elemento 1 (Falange proximal):

$$H_1^0 = \begin{vmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & l_1 C\theta_1 \\ S\theta_1 & C\theta_1 & 0 & l_1 S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

Elemento 2 (Falange distal):

$$H_2^1 = \begin{vmatrix} C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & l_2 C\theta_2 \\ S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & l_2 S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

Al igual que en el caso del subsistema trifalángico, la matriz homogénea que relaciona la posición y orientación del extremo del subsistema respecto del sistema de referencia fijo se calcula mediante:

$$H_2^0 = H_1^0 \cdot H_2^1$$

$$H_2^0 = \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & l_1 C\theta_1 \\ S\theta_1 & C\theta_1 & 0 & l_1 S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & l_2 C\theta_2 \\ S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & l_2 S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_2^0 = \begin{bmatrix} C\theta_1 C\theta_2 - S\theta_1 S\theta_2 & -C\theta_1 S\theta_2 - C\theta_2 S\theta_1 & 0 & l_1 C\theta_1 + l_2 C\theta_1 C\theta_2 - l_2 S\theta_1 S\theta_2 \\ C\theta_1 S\theta_2 + C\theta_2 S\theta_1 & C\theta_1 C\theta_2 - S\theta_1 S\theta_2 & 0 & l_1 S\theta_1 + l_2 C\theta_1 S\theta_2 + l_2 C\theta_2 S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

De esta manera, quedan definidas las ecuaciones que describen la rotación y traslación del extremo del pulgar respecto a su articulación mano-falange proximal.

3.2.9.3. Análisis de posición

Con los datos obtenidos del análisis anterior de ángulos y distancias de los subsistemas, se puede representar el sistema como un mecanismo, para ello se emplean los ángulos relativos al sistema establecido como origen, además de la posición inicial y final determinadas para el agarre. Con estas consideraciones, se analizarán los sistemas de la siguiente ilustración.

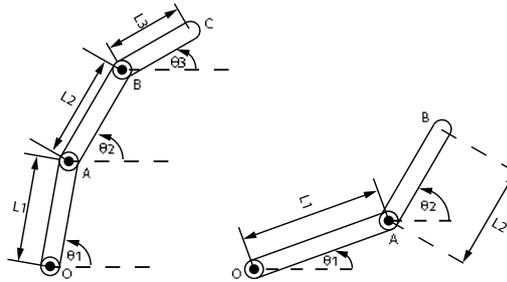


Ilustración 16-3: Análisis de posición trifalángico/bifalángico

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.9.4. Ecuaciones subsistema trifalángico

En base a la ilustración anterior, se escribe la ecuación de posición de manera vectorial y se separa la parte real de la imaginaria.

$$\overline{OA} + \overline{AB} + \overline{BC} = \vec{X} + \vec{Y}$$

$$R: OAC\theta_1 + ABC\theta_2 + BCC\theta_3 = xC0 + yC90$$

$$I: OAS\theta_1 + ABS\theta_2 + BCS\theta_3 = xS0 + yS90$$

De esta manera se obtienen las ecuaciones que describen la posición del extremo del dedo en los ejes x, y.

$$\begin{aligned}x &= OAC\theta_1 + ABC\theta_2 + BCC\theta_3 \\y &= OAS\theta_1 + ABS\theta_2 + BCS\theta_3\end{aligned}$$

Velocidad:

$$\begin{aligned}\dot{x} &= -OA\dot{\theta}_1S\theta_1 - AB\dot{\theta}_2S\theta_2 + BC\dot{\theta}_3S\theta_3 \\ \dot{y} &= OA\dot{\theta}_1C\theta_1 + AB\dot{\theta}_2C\theta_2 + BC\dot{\theta}_3C\theta_3\end{aligned}$$

Aceleración:

$$\begin{aligned}\ddot{x} &= -OA\dot{\theta}_1^2C\theta_1 - OA\ddot{\theta}_1S\theta_1 - AB\dot{\theta}_2^2C\theta_2 - AB\ddot{\theta}_2S\theta_2 - BC\dot{\theta}_3^2C\theta_3 - BC\ddot{\theta}_3S\theta_3 \\ \ddot{y} &= -OA\dot{\theta}_1^2S\theta_1 + OA\ddot{\theta}_1C\theta_1 - AB\dot{\theta}_2^2S\theta_2 + AB\ddot{\theta}_2C\theta_2 - BC\dot{\theta}_3^2S\theta_3 + BC\ddot{\theta}_3C\theta_3\end{aligned}$$

3.2.9.5. Ecuaciones subsistema bifalángico

Al igual que en el subsistema trifalángico, se escribe la ecuación de posición del extremo de manera vectorial.

$$\begin{aligned}\overline{OA} + \overline{AB} &= \vec{X} + \vec{Y} \\ R: OAC\theta_1 + ABC\theta_2 &= xC0 + yC90 \\ I: OAS\theta_1 + ABS\theta_2 &= xS0 + yS90\end{aligned}$$

A partir de estas expresiones, se pueden determinar las ecuaciones de posición, velocidad y aceleración.

Posición:

$$\begin{aligned}x &= OAC\theta_1 + ABC\theta_2 \\ y &= OAS\theta_1 + ABS\theta_2\end{aligned}$$

Velocidad:

$$\begin{aligned}\dot{x} &= -OA\dot{\theta}_1S\theta_1 - AB\dot{\theta}_2S\theta_2 \\ \dot{y} &= OA\dot{\theta}_1C\theta_1 + AB\dot{\theta}_2C\theta_2\end{aligned}$$

Aceleración:

$$\begin{aligned}\ddot{x} &= -OA\dot{\theta}_1^2C\theta_1 - OA\ddot{\theta}_1S\theta_1 - AB\dot{\theta}_2^2C\theta_2 - AB\ddot{\theta}_2S\theta_2 \\ \ddot{y} &= -OA\dot{\theta}_1^2S\theta_1 + OA\ddot{\theta}_1C\theta_1 - AB\dot{\theta}_2^2S\theta_2 + AB\ddot{\theta}_2C\theta_2\end{aligned}$$

3.2.10. Validación en Adams

Realizar el análisis cinemático en el software Adams tiene como objetivos el determinar las velocidades lineal y angular, aceleraciones, posiciones, tensiones que permitan determinar el torque de final del prototipo de prótesis infantil.

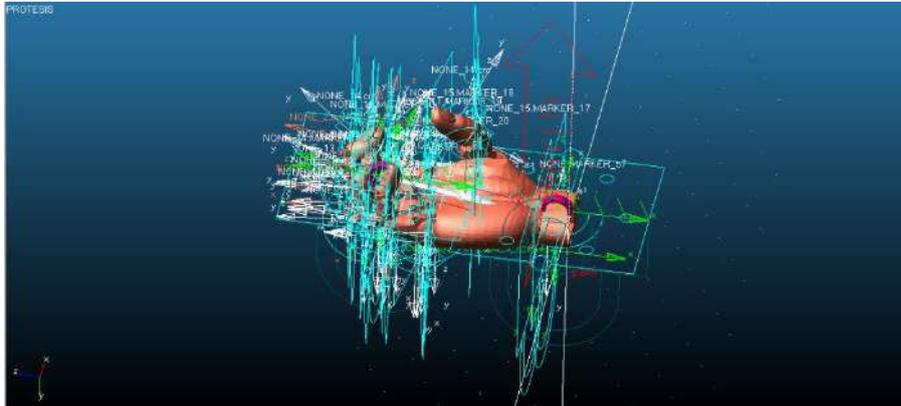


Ilustración 17-3: Importación de diseño CAD en Adams

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.10.1. Análisis cinemático del modelo en MSC Adams

Para llevar a cabo el análisis cinemático es necesario partir por una serie de pasos que complementan el análisis del software Adams por lo que se detalla la siguiente manera los siguientes procedimientos:

1. Importación del modelo en formato STEP.

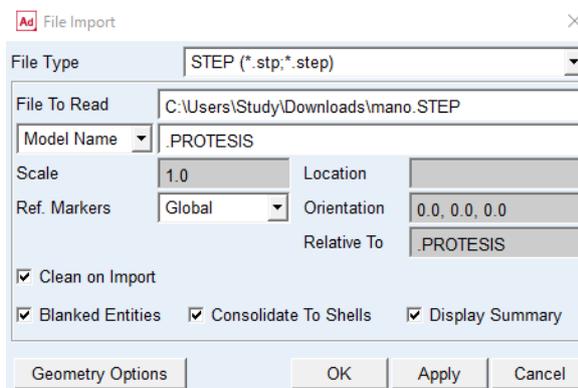


Ilustración 18-3: Menú Importar archivo de MSC Adams configurado

Fuente: Moncada E., 2024

Se realiza la importación del archivo modificado previamente en el software SolidWorks especificando el formato (stp, step), se asocia al punto de origen del sistema de coordenadas global con su escala original, de esta manera se obtiene un modelo en MSC Adams con el que se comienza a realizar el análisis.



Ilustración 19-3: Vista isométrica del modelo importado

Fuente: Moncada E., 2024

Sobre este modelo se realiza la configuración de la apariencia de cada componente del modelo y además que se realiza el cambio de nombres por defecto.

3.2.10.2. *Definición del material*

Dado que no se cuenta con PLA y TPU como material constitutivo de la librería de MSC Adams, es necesario definir estos nuevos materiales a utilizar, uno con las propiedades del PLA y de la misma manera para el otro nuevo material con propiedades del TPU.

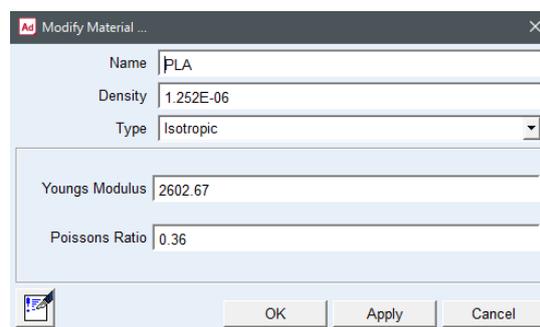


Ilustración 20-3: Menú de creación del nuevo material PLA

Fuente: Moncada E., 2024

Es importante agregar las propiedades fijas del material, de esta forma se complementa el proceso de creación del nuevo material, las propiedades que necesitan de su valor numérico son: La densidad, Módulo de Young y el coeficiente de Poisson.

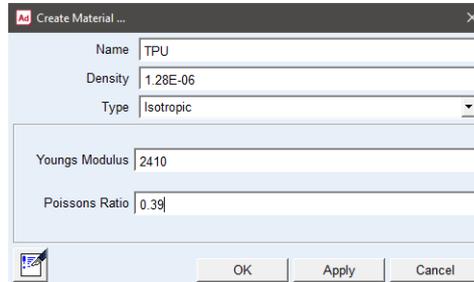


Ilustración 21-3: Menú de creación del nuevo material TPU

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.10.3. *Asignación del material*

Para cada componente es necesario realizar la modificación de la definición de la masa, para ello se cambia a la definición por geometría y tipo de material. De esta manera se puede asignar el PLA como material a cada componente de la prótesis y se asignara también el TPU para las falanges.

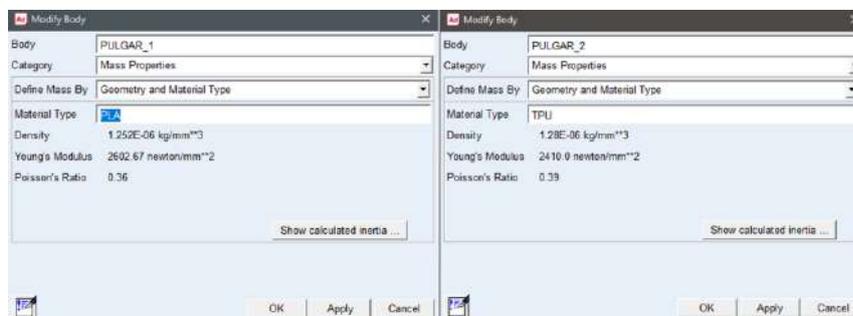


Ilustración 22-3: Asignación de material a los componentes

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.10.4. *Definición de conexiones*

Para este estudio se han utilizado 3 tipos de conexión que son los que son representadas en la siguiente ilustración:

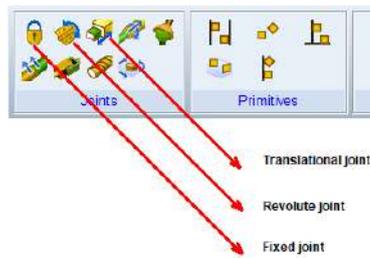


Ilustración 23-3: Tipos de conexiones empleadas

Fuente: Moncada E., 2024

Para proceder con la solución del análisis cinemático y dinámico es necesario conocer cada uno de los puntos que conforman el software:

- I. Fixed joint: entre la base de la prótesis y tierra, para fijar el modelo al sistema coordinado.
- II. Revolute joint: entre los agujeros del modelo, para simular articulaciones entre partes.
- III. Translational joint: entre bloque y tierra, sistema auxiliar en la generación de tensión.

Con estas conexiones, el modelo queda completamente restringido y presenta de forma directa en el modelo CAD importado en el software como se muestra en la siguiente ilustración.

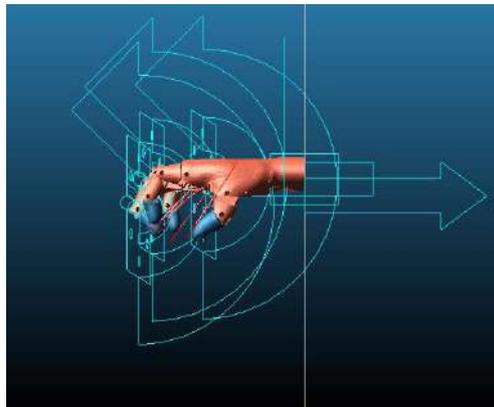


Ilustración 24-3: Conexiones asignadas al modelo

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.10.5. Definición de fuerzas

Las fuerzas toman un papel importante debido a que son esenciales al momento de realizar el tipo de agarre y en este caso las tensiones son uno de los objetivos del estudio y dado que no es posible insertarlas directamente como fuerzas, en este apartado se abordará únicamente la aplicación de la gravedad sobre el sistema.

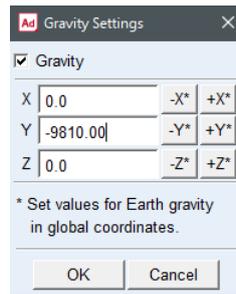


Ilustración 25-3: Configuración gravedad

Fuente: Moncada E., 2024

En esta caso se trabaja con las unidades con las que establece el programa y como consecuencia se emplea el valor de 9810 mm/s² en todo el sistema.

3.2.10.6. Definición de cables

Para reducir la complejidad del modelo se establece el análisis de una única tensión en lugar de las tensiones parciales generadas en cada sección de los dedos T_1 , T_2 , T_3 , T_4 , a ésta se la ha denominado como tensión resultante T_R y es la que se muestra en la siguiente ilustración del prototipo.

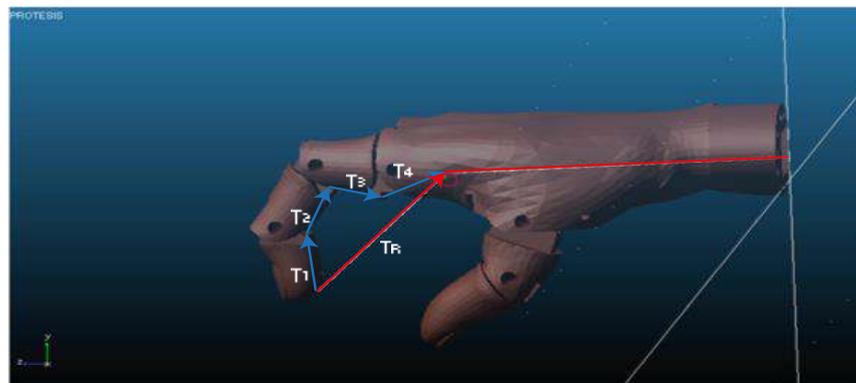


Ilustración 26-3: Simplificación de tensiones en el modelo (Dedo índice)

Fuente: Moncada E., 2024

Esta simplificación se realiza bajo la consideración de que se debe trabajar con las tensiones resultantes en cada dedo para determinar la tensión mínima que se requiere generar a través de un motor para cumplir con las características objetivo. Además, los sistemas de cables de Adams requieren poleas y puntos de anclaje que afectan al análisis del modelo si se insertan, por sus características estáticas.

En base a la consideración anterior, se definen sistemas de cables para cada uno de los dedos de la prótesis. Los puntos de anclaje se colocan en el acople mano-dedo y al final de la cavidad para cable (cerca de la punta de los dedos). Se agrega una polea próxima al acople mano-dedo y se asocia el sistema a un bloque, al que se le asignará movimiento lineal más adelante.

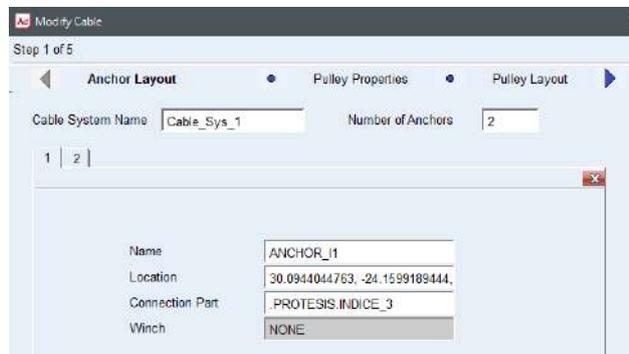


Ilustración 27-3: Configuración de los sistemas de cables

Fuente: Moncada E., 2024

Tras configurar los parámetros del sistema de cables, se inserta al modelo y la representación de esta se muestra a continuación:

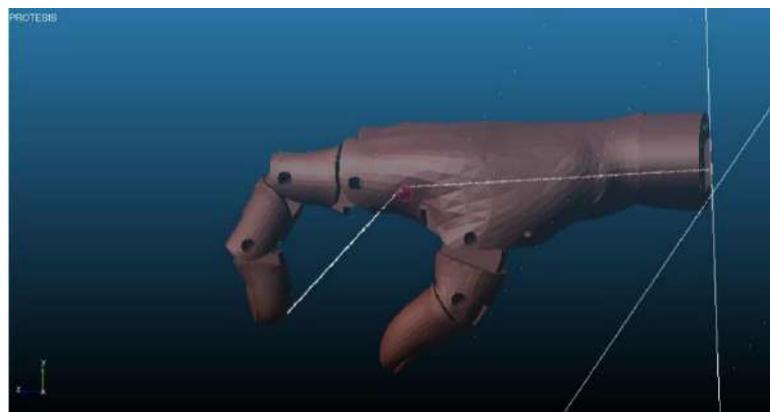


Ilustración 28-3: Modelo simplificado de tensiones en MSC Adams

Fuente: Moncada E., 2024

Para todos los dedos, la representación está aplicada a todo el modelo completo y de esta manera se muestra a continuación:



Ilustración 29-3: Sistemas de cables en cada dedo del modelo

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.10.7. Simulación del sistema

Para la simulación y obtención de resultados se establece un tiempo de 3 segundos y un análisis de 400 pasos para obtener mayor precisión en las curvas resultantes.

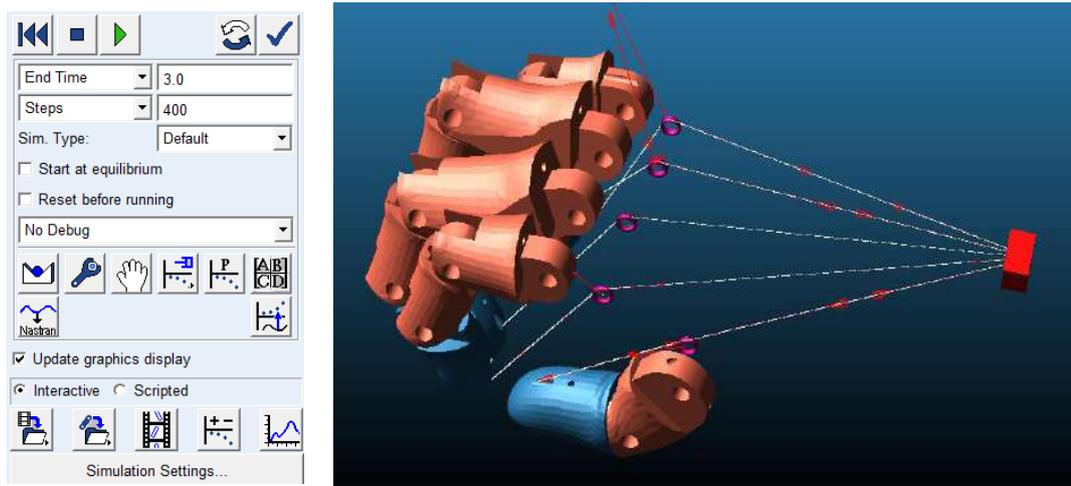


Ilustración 30-3: Detalles de la Simulación del modelo

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.11. Validación en ANSYS

Con la ayuda de este software se establece la validación estructural en cuanto al análisis estático, en este procedimiento se someterá a la prótesis a cargas determinadas dependiendo de los tipos de agarre. El objetivo de este análisis es determinar la deformación máxima del objeto, esfuerzo máximo y para validar el diseño se requerirá el factor de seguridad.

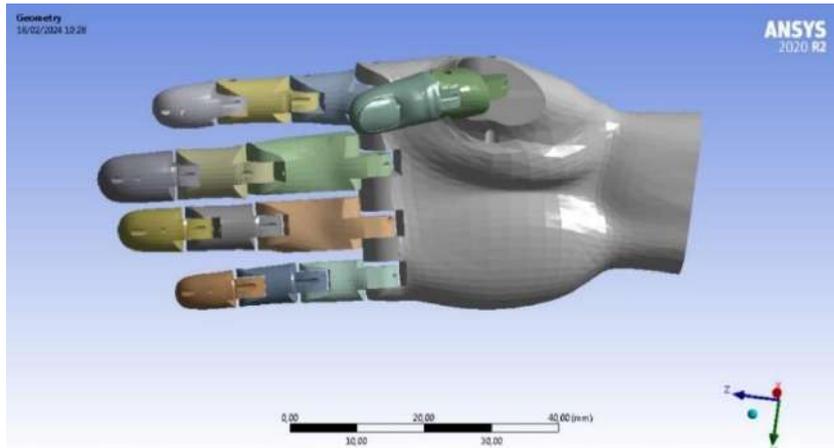


Ilustración 31-3: Análisis CAE

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.11.1. Definición de materiales

Al no contar con este material en la versión 2020 R2 de la librería de ANSYS es necesario definirlo, para esto se ingresan valores como módulo de Young, coeficiente de Poisson, densidad y finalmente esfuerzo de fluencia para el material inicial que conlleva el mayor porcentaje del prototipo de prótesis infantil.

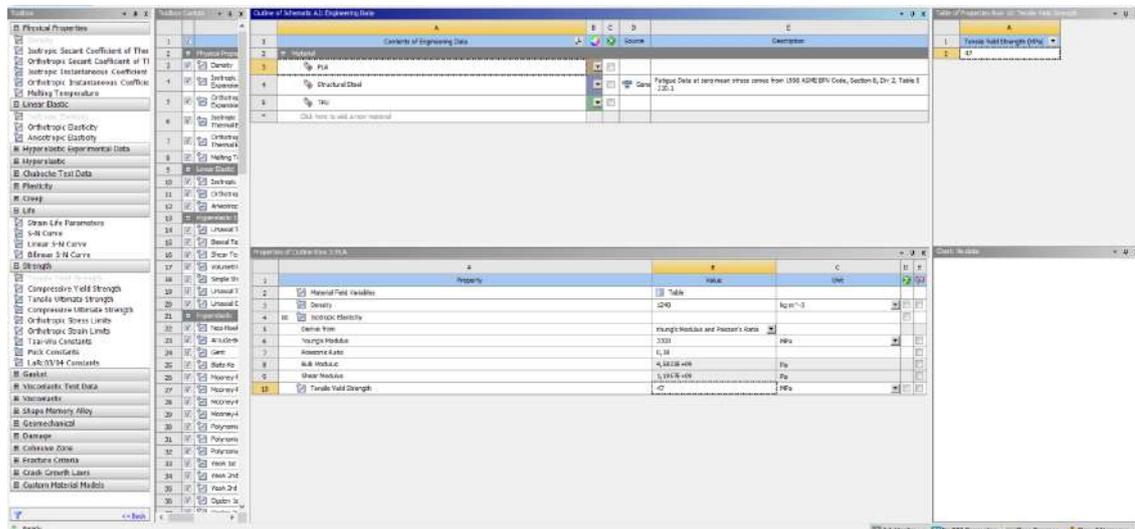


Ilustración 32-3: Asignación de material PLA

Fuente: Moncada E., 2024

De la misma manera se toman estas consideraciones para implementar el otro material que ira colocado en las falanges del prototipo.

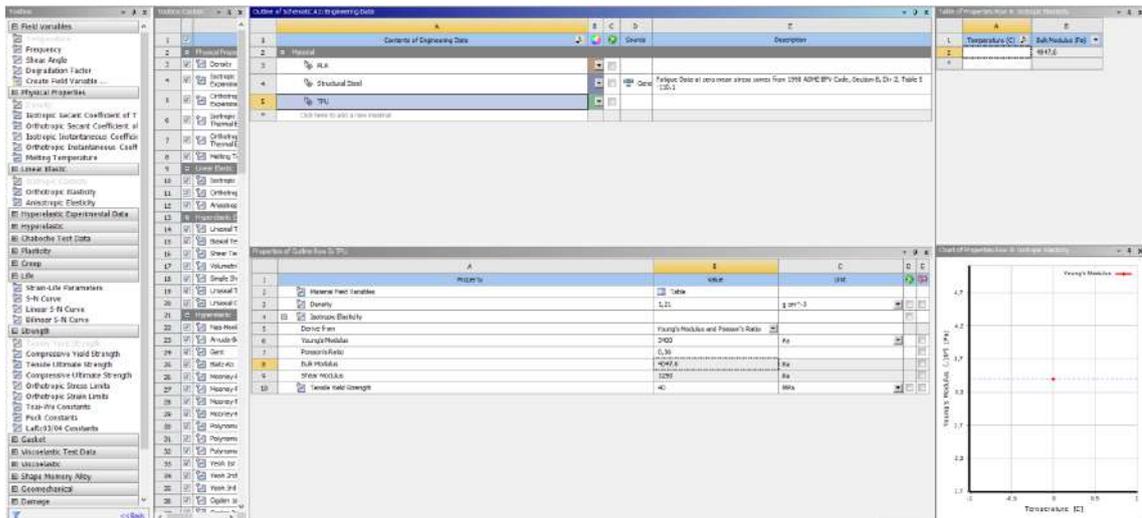


Ilustración 33-3: Asignación de material TPU

Fuente: Moncada E.,2024

3.2.11.2. Mallado

La obtención del mallado en todos los componentes del prototipo es optimizada por medio del “Element Sizing” enfocados en las falanges críticas debido a las particiones que se generan al importar el elemento, además se colocará un “Face Meshing” centrado en la parte del corte de la muñeca, este tipo de optimización será realizada posteriormente al insertar el prototipo por medio del formato step.

3.2.11.3. Mallado de los dedos principales

Previo a realizar un análisis del prototipo completo es necesario realizar un enfoque principal en los 3 dedos que ejercen el mayor porcentaje de fuerzas según (Loaiza Bernal Jair Leopoldo 2012). Para esto se realiza dichos estudios determinando la deformación total, el esfuerzo de Von Mises que será comparado con el valor de tensión última del material asignado para la fabricación aditiva y el factor de seguridad que permitirá evaluar la confiabilidad que posee el diseño del prototipo.

3.2.11.3.1. Dedo índice

Para iniciar con los análisis que permitirá comprobar tanto la calidad como la resistencia que posee el prototipo con el material asignado, se inicia el estudio con el dedo índice, el cual es aplicado un mallado fino en la parte de la falange distal con un valor de 0,1 mm dado se requiere el aumento de precisión en la zona de aplicación de las fuerzas, pero a diferencia de esto la falange

medial y proximal reciben un valor de 1,5 mm, estos análisis son realizados por medio de la optimización de “Body Sizing”.

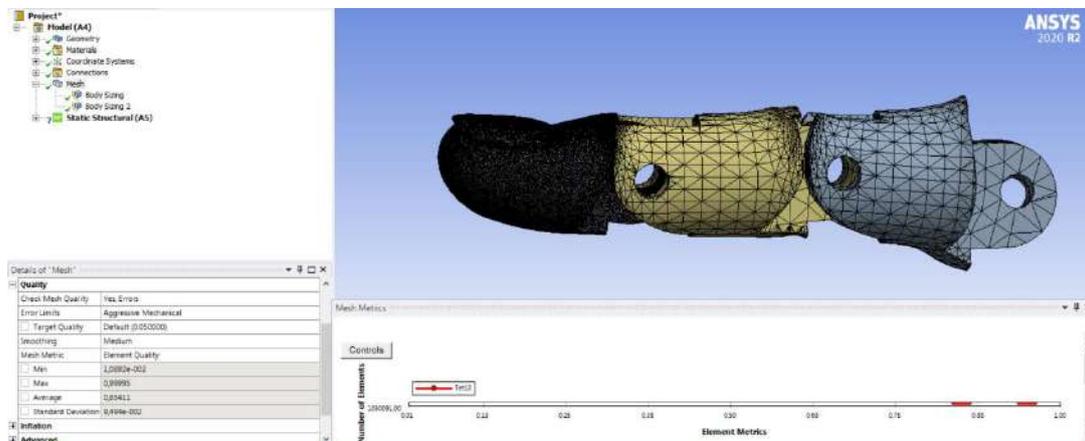


Ilustración 34-3: Mallado individual del dedo índice

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.11.3.2. *Dedo medio*

En relación al análisis anterior, se continua con el siguiente dedo que forma parte del mayor porcentaje de sujeción. El valor de la primera optimización es de 0,1 mm por medio del “Body Sizing” ya que como se había mencionado anteriormente se establece un tipo de malla fino en la falange distal para determinar la resistencia que posee el prototipo y como complemento también se coloca una optimización de “Body Sizing” con un valor de 1,5 mm para la falange medial y proximal.

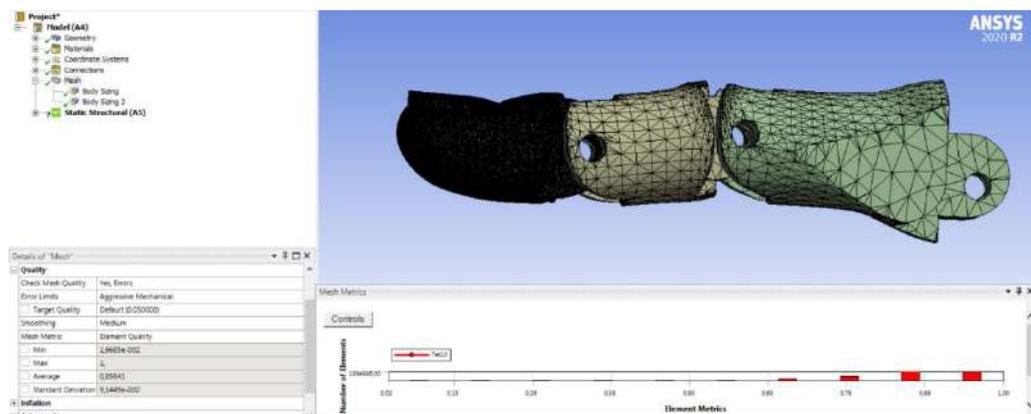


Ilustración 35-3: Mallado individual del dedo medio

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.11.3.3. *Dedo pulgar*

Con el estudio de este tercer análisis se completa el mayor porcentaje de fuerza que ejercen los dedos cuando se acciona el prototipo, pero en este caso la optimización se la realiza en falange distal con

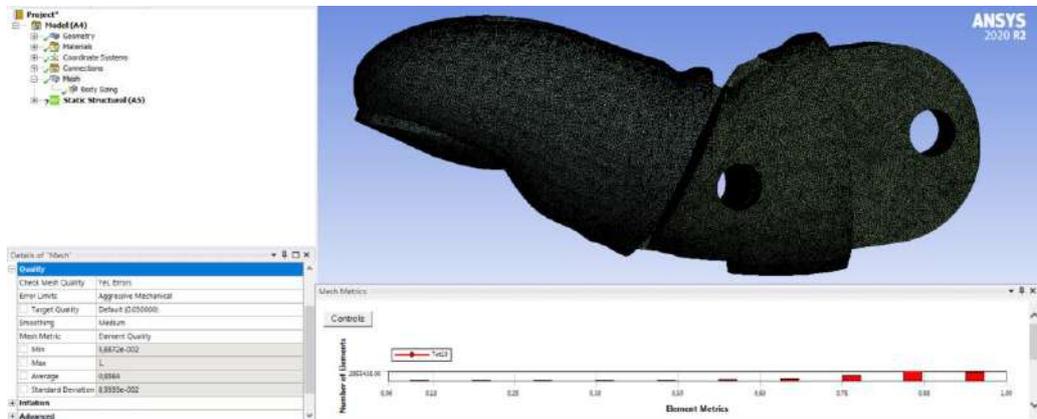


Ilustración 36-3: Mallado individual del pulgar

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.11.4. *Mallado General*

La obtención del mallado en todos los componentes del prototipo es optimizada por medio del “Element Sizing” enfocados en: la palma con 1 mm, la falange media de 0,6 mm. Además se colocó el componente de “Face Meshing” con enfoque en la superficie de la muñeca. Las herramienta de optimización del mallado dependerán del tipo de agarre de la prótesis, pero también es necesario realizar la comparación con la tabla de Element Quality al haber determinado el tipo de agarre más crítico.

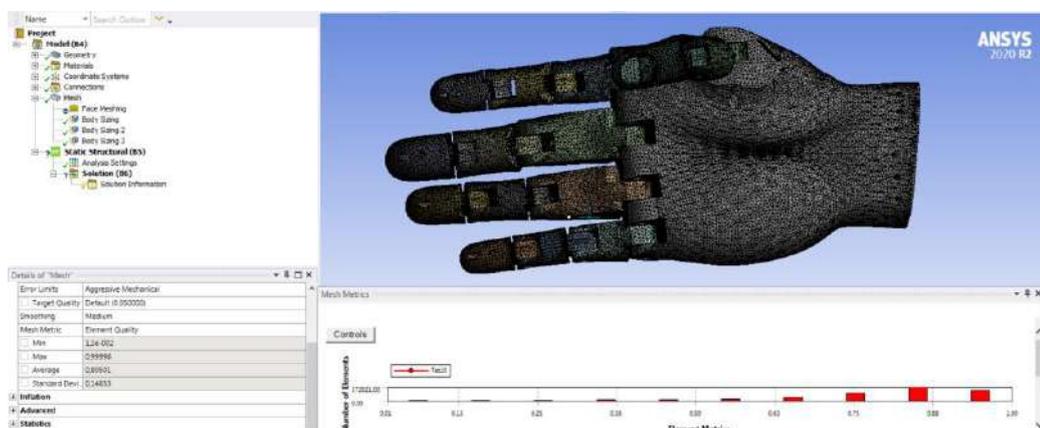


Ilustración 37-3: Mallado CAE

Fuente: Moncada E., 2024

Con las nuevas alternativas del software CAE para análisis estáticos, es posible identificar las zonas donde existen mayores singularidades críticas de forma visual en color rojo, de esta manera los diseñadores identifican las zonas con mayor riesgo de fallo a cualquier tipo de estudio. La siguiente ilustración es mostrada para identificar dichas singularidades previo a realizar los análisis de los tipos de agarres a la cual será sometido el prototipo de prótesis.

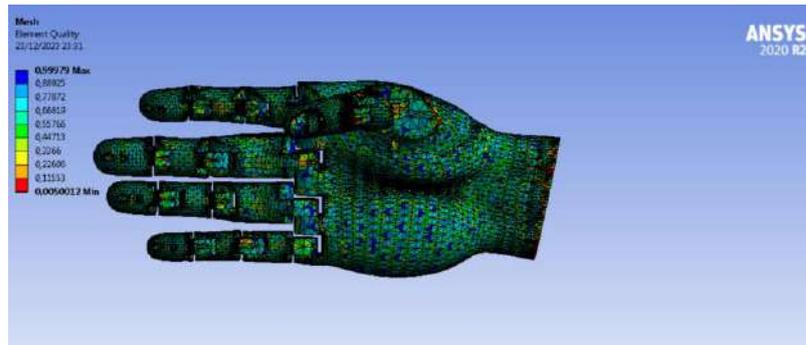


Ilustración 38-3: Representación del mallado enfocado en singularidades críticas.

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.11.4.1. *Mallado de agarre cilíndrico.*

En esa sección se establece el tipo de mallado para el tipo de agarre cilíndrico (CG) en el cual se optimiza por medio del “Body Sizing” en toda la mano de 0,5 mm, otro de 0,4 mm en la falange distal del dedo índice y un 0,6 en la falange distal del dedo medio. Finalmente, se establece un “Face Meshing” en la zona perpendicular a las perforaciones que serán establecidas para los sensores infrarrojos y el giroscopio.



Ilustración 39-3: Mallado de agarre cilíndrico

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.11.4.2. *Mallado tipo gancho*

El mallado para el tipo de agarre de gancho se establecen parámetros que optimizan el prototipo, de la misma manera se toma dos “Body Sizing” con valores en toda la mano de 0,6 mm y en la falange distal del índice de 0,4 mm, como punto final se agrega un “Face Meshing para la superficie plana donde se ubicará de forma perpendicular el giroscopio y los sensores.

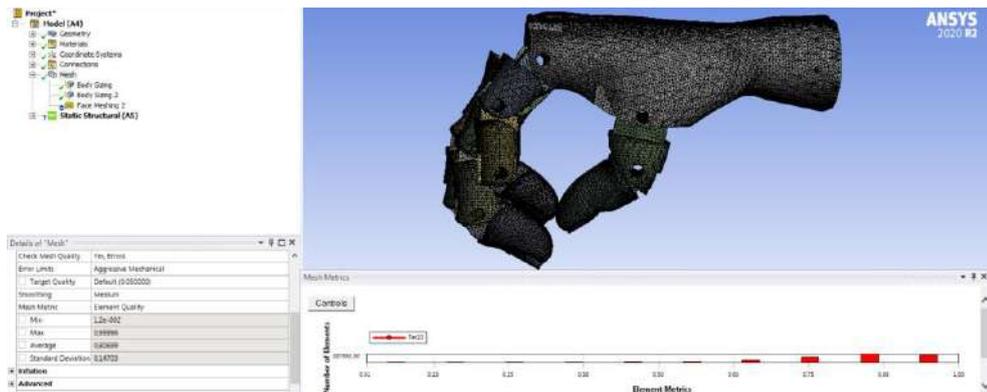


Ilustración 40-3: Mallado tipo gancho

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.11.4.3. *Mallado de plataforma*

En el mallado de plataforma se utilizó para la optimización el apartado de “Body Sizing” partiendo inicialmente con 0,5 mm en todo el prototipo, seguido de un 0,6 mm en la falange distal del dedo medio y un 0,2 mm en la falange distal del dedo índice, finalmente un “Face Meshing” en la base del prototipo.

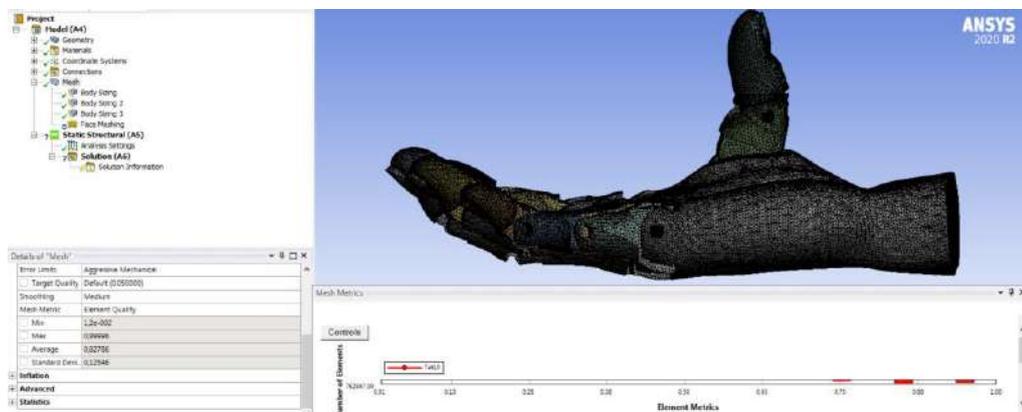


Ilustración 41-3: Mallado plataforma del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.11.4.4. Mallado de agarre de pinza

En este último tipo de agarre de pinza propuesto como objeto de estudio se optimizó también con el apartado de “Body Sizing” en todo el prototipo de 0,5 mm un valor de 0,4 mm en la falange distal del dedo índice y 0,6 mm en la falange distal del dedo medio, finalmente se complementa el análisis con un “Face Meshing” en la parte inferior de la muñeca donde ira ubicado el giroscopio previa a instalación de los sensores infrarrojos.

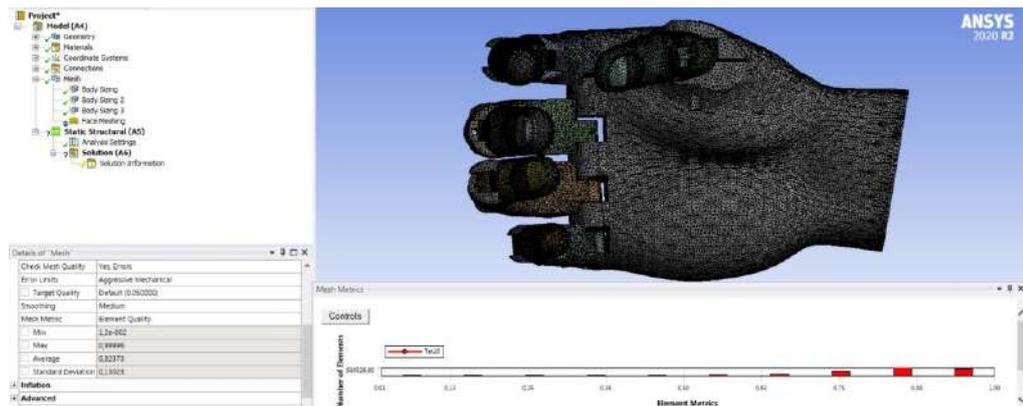


Ilustración 42-3: Mallado del agarre de pinza del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

3.2.12. Selección de Actuadores

La selección del actuador está enfocada en un servomotor que será el encargado de recoger el nylon generando movimiento de agarre en el prototipo, para este funcionamiento se utiliza servomotores de 1.8 kg.cm. Para optimizar el agarre del prototipo de modo que simule la realidad, se utiliza el material poliuretano termoplástico en las falanges de la prótesis.

3.3. Parámetros de funcionalidad

3.3.1. Parte electrónica

3.3.1.1. Servomotor

La siguiente tabla detalla las características esenciales que posee el servomotor que será utilizado para el funcionamiento del prototipo de prótesis activa.

Tabla 3-6: Especificaciones de la tarjeta Arduino nano.

SG90S	
Voltaje	4.8 V
Velocidad de operación	0.10 sec/60°
Temperatura de operación	-10 a 50°C
Ángulo de rotación	0-180°
Pulso	500 2400 μ s
Peso	11 g
Torque	1.8 kg.cm

Realizado por: Moncada E., 2024

3.3.1.2. *Sensor Infrarrojo*

Se estableció dos sensores infrarrojos tanto para la detección de objetos como también para delimitar el contacto con una superficie. Las características y funcionalidad son especificadas en la siguiente tabla.

Tabla 3-7: Características del sensor infrarrojo.

Sensor LM393	
Voltaje	3.3-5 V
Salida	Analógica y Digital TTL
Tipo de emisor	Fotodiodo IR
Tipo de detector	fototransistor
Longitud de onda del emisor	950 nm
Temperatura de operación	0 a 70°C
Consumo de corriente	1.4 mA

Realizado por: Moncada E., 2024

3.3.1.3. *Arduino nano*

Las especificaciones de la siguiente tabla son esenciales para realizar el control del prototipo de prótesis.

Tabla 3-8: Características del Arduino nano

Arduino nano	
Microcontrolador	ATmega328P
Voltaje de operación	5V
Pines de entrada y salida	14 (6 proporcionan PWM)
Entradas analógicas	8

Velocidad del reloj	16 Mhz
Peso	5 g
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB

Realizado por: Moncada E., 2024

3.3.1.4. GIROSCOPIO MPU 6050

Las especificaciones que se muestran en la siguiente tabla se centran en el uso del giroscopio.

Tabla 3-9: Características del Giroscopio

Giroscopio MPU 6050	
Tipo de sensor	Giroscopio + Acelerómetro (IMU)
Rango	± 250 grados/s
Resolución	16 bits
Frecuencia de muestreo	Hasta 1 kHz
Voltaje de funcionamiento	2.375 V a 3.46
Consumo	~ 3.9 mA
Interfaz de comunicación	I2C (Inter-Integrated Circuit)
Registro de datos	0x43 a 0x48 (Giroscopio), 0x3B a 0x40 (Acelerómetro)

Realizado por: (Inc, 2013, p. 8)

3.4. Construcción

3.4.1. Elementos para esenciales para la construcción del prototipo

La siguiente tabla detalla los componentes necesarios para realizar la construcción por medio del diseño y fabricación.

Tabla 3-9: Proceso de construcción del prototipo.

Sistema	Denominación	Elemento	Tiempo (h)	Cantidad	Tipo de Material	Diseño
Motriz	Índice	Falange proximal	1	1	PLA	
		Falange medial	1	1		
		Falange distal	1	1	TPU	
	Medio	Falange proximal	1	1	PLA	
		Falange medial	1	1		
		Falange distal	1	1	TPU	
	Anular	Falange proximal	1	1	PLA	
		Falange medial	1	1		
		Falange distal	1	1	TPU	

	Meñique	Falange proximal	1	1	PLA	
		Falange medial	1	1		
		Falange distal	1	1	TPU	
	Pulgar	Falange proximal	1	1	PLA	
		Falange medial	1	1		
		Falange distal	1	1	TPU	
	Palma	Zona palmar	5	1	PLA	
	Antebrazo	Zona transradial	7	1	PLA	

Realizado por: Moncada E., 2024

Luego de haber realizado la descripción específica de los componentes se realiza de la misma manera una secuencia específica del sistema eléctrico.

Tabla 3-10: Proceso de Automatización

Sistema	Elemento	Operación	Tiempo (h)
Sistema Eléctrico	Sistema de control	Esquema eléctrico	1.5
		Adquisición de materiales	15
		Montaje eléctrico de servomotores	1.5
		Conexiones servomotores, módulos infrarrojos y giroscopio con Arduino	5
		Programación del circuito	4
Tiempo de ejecución total (h)			27

Realizado por: Moncada E., 2024

3.4.2. Fabricación aditiva

Para realizar la fabricación aditiva es necesario tomar en cuenta las características que van a permitir el accionamiento del prototipo, una de estas es el material Nylon que será el encargado de establecer la tensión en las articulaciones y por esta razón se especifican las características en la siguiente tabla.

Tabla 3-11: Características del hilo Nylon

NYLON (FLUOROL CARBÓN SAMULINE)	
Material	Fluro Carbono
Longitud	50 mm
Resistencia a la carga	18.9 kg
Diámetro	0.6 mm

Fuente: (FELIPE ANDRÉS MELO FUENMAYOR, 2023, p. 30)

Una vez se ha determinado el elemento que será el encargado de realizar la tensión, se continúa estableciendo las características del material como se muestra en las siguientes tablas.

Tabla 3-12: Características del PLA

Filamento PLA	
Temperatura de impresión	180 a 220 °C
Tolerancia	±0.2 mm
Diámetro	1.75 mm
Peso	1.24 g/cm ³

Fuente: (FELIPE ANDRÉS MELO FUENMAYOR, 2023, p. 30)

Tabla 3-13: Características del TPU

Filamento TPU	
Temperatura de impresión	190 a 220 °C
Tolerancia	±0.1 mm
Diámetro	1.75 mm
Peso	1.2 g/cm ³

Fuente: (FELIPE ANDRÉS MELO FUENMAYOR, 2023, p. 31)

Los valores utilizados mantienen la referencia debido a que se trabajará con el formato de impresión del mismo material.

3.4.3. Parámetros de fabricación

3.4.3.1. Impresora 3D

Luego de establecer los materiales se realiza la fabricación del prototipo mediante impresión 3D con tecnología FDM, se comienza con el proceso de fabricación partiendo por el antebrazo, palma y dedos, cada una de estas partes esta especificada con el tipo de material que se requiere. Para

este proceso se utilizó una impresora 3D 3 S1 Plus cuyas especificaciones se mostrarán en la siguiente tabla.

Tabla 3-14: Características de la impresora 3D

Ender-3 S1 Plus	
Área de construcción	220x2200x250 mm
Diámetro de boquilla	0.4 mm
Velocidad de impresión máxima	180 mm/s
Precision de capa	Hasta 0.1 mm
Conectividad	Ranura para tarjeta SD, USB
Materiales compatibles	PLA,TPU,ABS,PETG

Realizado por: Moncada E., 2024

Al realizar todo los procesos que conforman el modelado CAD es posible realizar la fabricacion aditiva por partes, siendo posteriormente ensamblada y conectada a las diferentes articulaciones del prototipo.



Ilustración 43-3: Impresión de la zona transradial (FDM)

Fuente: Moncada E., 2024

3.5. Diagrama del circuito

Se establece las conexiones que conforman el circuito de modo que sea posible visualizar e identificar cada uno de los componentes y su propósito en este sistema.

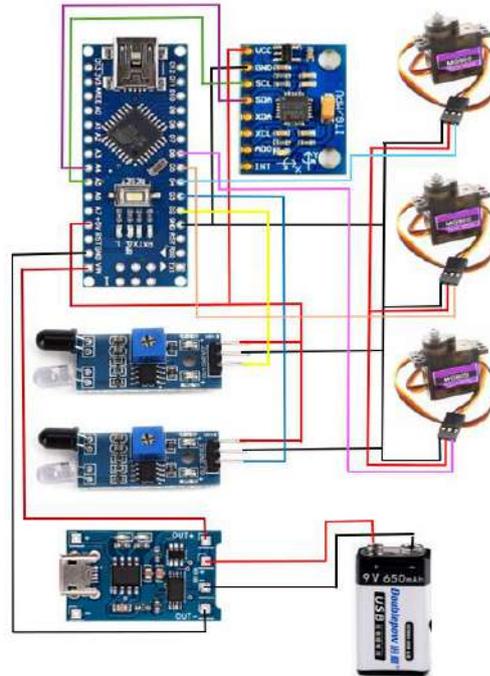


Ilustración 44-3: Diagrama del circuito.

Fuente: Moncada E., 2024

3.6. Programación

El procedimiento para generar el cálculo de velocidad de rotación del giroscopio está especificado mediante el comando roll, de modo que el comando pitch llegue a calcular el ángulo del giroscopio con base al movimiento transradial, continuando con las especificaciones está la realización de un mapa 3d de los puntos críticos respecto a las velocidades de giro para luego realizar lo mismo pero con la diferencia que se consideran ángulos de críticos. El comando Servox.Write(ServoRoll) sobrescribe los datos generados mediante la lectura de la velocidad de rotación, continuando se sobrescriben los datos de los ángulos generados.

La declaración de los valor1 es están basados en la lectura mediante 0 y 1 para la detección del objeto mediante el infrarrojo, ya que son dos colocados en la palma de la mano tendría otra variable declarada. La condición if permitirá condicionar el valor del primer objeto tiene un 0 o Low que accionaría el servomotor y la parte del servox.write(120) genera el cierre de la mano cuando esta lectura del infrarrojo 1 es de 0.

```

    int ServoPitch = map(Pitch, -90, 90, 179, 0);

    if (Pitch < 10){
        delay(50);
        ServoY.write(120);
        ServoX.write(120);
        ServoZ.write(120);
    }
    valor1=digitalRead(infrarrojo1);
    valor2=digitalRead(infrarrojo2);
    if (valor1==LOW){
        delay(500);
        ServoY.write(100);
        ServoX.write(100);
        ServoZ.write(100);; //
    }
    Serial.print(valor1);

    if (valor2== LOW && valor1==LOW){
        ServoY.write(5);
        ServoX.write(5);
        ServoZ.write(5);
        delay(1500);
    }
}

```

Ilustración 45-3: Programación para automatizado del prototipo.

Fuente: Moncada E., 2024

3.6.1. Procedimiento para generar el tipo de agarre cilíndrico

Para generar el tipo de agarre cilíndrico se inicia por el análisis de fuerzas en un diagrama de cuerpo libre, posterior a esto se realiza el estudio estático y dinámico que servirá para la comparación con los demás tipos de agarre, el agarre que cuente con valores bajos de factor de seguridad será el más crítico.

3.7. Protocolo de pruebas

Para complementar el estudio a continuación se presenta una tabla que detalla el nivel de cumplimiento alcanzado en cada uno de los fase delimitando en una escala del 1 al 10 en las pruebas realizadas en vacío mostrando una acción correcta para completar la acción.

Tabla 3-15: Nivel de cumplimiento del prototipo

NIVEL DE CUMPLIMIENTO										
Peso (gr)	No cumple	Cumplimiento medio								Cumple
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
30										X
50									X	
70								X		
80							X			
93						X				

Realizado por: Moncada E., 2024

3.7.1.1. Análisis del peso máximo de la prótesis

Tabla 3-16: Cumplimiento de funcionamiento del prototipo.

NIVEL DE CUMPLIMIENTO										
Acción	No cumple	Cumplimiento medio								Cumple
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Abrir										X
Cerrar										X

Realizado por: Moncada E., 2024

Para poder verificar el peso máximo de la prótesis se realizó pruebas con varios objetos de diferentes formas, en lo cual se logra observar que el peso máximo fue de 93 con un grado de dificultad como se muestra en la escala propuesta, respecto a la forma del objeto y la forma de agarre depende la funcionalidad de prótesis presentando en algunos objetos un gran desempeño a diferencia de objetos cilíndricos que su agarre es mucho más complicado.

CAPITULO IV

4. ANÁLISIS CINEMÁTICO

4.1. CINEMÁTICA DE LOS DEDOS

En este apartado, se analizará a detalle el dedo índice y al ser un cálculo repetitivo, para los demás dedos se expondrán únicamente los resultados. Para el análisis de este dedo se emplearán las expresiones correspondientes al subsistema trifalángico. Los parámetros de Denavit-Hartenberg para este dedo se resumen en la siguiente tabla:

Tabla 4-1: Resultados de distancia y ángulos calculados.

Articulación	θ	d	a	α
1	59,9306	0	34	0
2	-50,0000	0	33	0
3	-93,6316	0	19	0

Fuente: Moncada E., 2024

Como se puede notar, se realizará el análisis en la posición de sujeción y se han ingresado los ángulos relativos a los ejes establecidos en el subsistema. Las matrices de transformación homogénea para cada una de las falanges de este dedo son:

$$\begin{aligned}
 H_1^0 &= \begin{vmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & l_1 C\theta_1 \\ S\theta_1 & C\theta_1 & 0 & l_1 S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} 0.5010 & -0.8654 & 0 & 17.0357 \\ 0.8654 & 0.5010 & 0 & 29.4243 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \\
 H_2^1 &= \begin{vmatrix} C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & l_2 C\theta_2 \\ S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & l_2 S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} 0.6428 & 0.7660 & 0 & 21.2120 \\ -0.7660 & 0.6428 & 0 & -25.2795 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \\
 H_3^2 &= \begin{vmatrix} C\theta_3 & -S\theta_3 & 0 & l_3 C\theta_3 \\ S\theta_3 & C\theta_3 & 0 & l_3 S\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} -0.0633 & 0.9980 & 0 & -1.2035 \\ -0.9980 & -0.0633 & 0 & -18.9618 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}
 \end{aligned}$$

Y como se mostró anteriormente, la matriz general corresponde a:

$$H_3^0 = H_1^0 \cdot H_2^1 \cdot H_3^2$$

Para facilitar los cálculos de las matrices de cada elemento y la matriz general, se ha desarrollado un *script* en Matlab, por la facilidad que este proporciona para operar matrices. En base a este *script* se ha determinado la siguiente matriz de transformación homogénea.

$$H_3^0 = \begin{vmatrix} 0.1097 & 0.9940 & 0 & 51.6258 \\ -0.9940 & 0.1097 & 0 & 16.2300 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

En base a esta matriz y las anteriores, se pueden determinar los ángulos (rotaciones) relativos al sistema de origen asumido.

$$\begin{aligned} \theta_1 &= 59.9306 \\ \theta_2 &= \theta_1 - \cos^{-1}(0.6428) = 9.9306 \\ \theta_3 &= \tan^{-1}\left(\frac{-0.9940}{0.1097}\right) = -83.701 \end{aligned}$$

Además, se puede encontrar la posición del extremo del dedo respecto al origen en la última columna de la matriz general calculada.

$$\begin{aligned} x &= 51.6258 \text{ mm} \\ y &= 16.2300 \text{ mm} \\ \theta &= \tan^{-1}\left(\frac{16.2300}{51.6258}\right) = 17.4519 \end{aligned}$$

Este análisis se ha repetido para cada uno de los dedos en la posición de sujeción. Para los dedos: medio, anular, meñique se ha empleado el modelo de subsistema trifalángico y para el pulgar el modelo bifalángico. Los resultados obtenidos se resumen en la siguiente tabla.

Tabla 4-2: Resultados de la inclinación de los ángulos y posiciones en x y y.

Dedo	Datos				Resultados					
	l_1 [mm]	l_2 [mm]	l_3 [mm]	θ_0 [deg]	θ_1 [deg]	θ_2 [deg]	θ_3 [deg]	x [mm]	y [mm]	θ
Pulgar	35	25		0	10,331	60,331	-	46,807	28,000	30,888
Índice	34	33	19	90	59,931	9,931	-83,701	51,626	16,230	17,452
Medio	35	25	20	90	58,619	8,620	-61,746	2,410	16,010	16,987
Anular	36	23	20	90	57,302	7,302	-58,373	52,749	16,189	17,062
Meñique	30	15	18	90	56,074	42,396	-22,031	44,507	28,254	32,408

Fuente: Moncada E., 2024

4.2. EVALUACIÓN DE LAS ECUACIONES DE MOVIMIENTO

Para resolver las ecuaciones antes planteadas se ha escrito un script en Matlab para simplificar la dificultad del cálculo. Para todos los casos se ha determinado el rango de los ángulos de rotación y a partir de este se ha aproximado la velocidad angular con que deben moverse las falanges para

un tiempo deseado de cierre de $t=1$ s. Los datos requeridos para las ecuaciones de movimiento se resumen en la siguiente tabla.

Tabla 4-3: Resultados de las ecuaciones de movimiento.

Dedo	Nodo	l [mm]	θ_0 [deg]	θ_f [deg]	θ_0 [rad]	θ_f [rad]	t [s]	ω [rad/s]
Índice	1	34	90	59,9306	1,5708	1,0460	1	0,5248
	2	33	90	9,9306	1,5708	0,1733	1	1,3975
	3	19	90	-83,7010	1,5708	-1,4609	1	3,0317
Pulgar	1	35	0	10,3312	0,0000	0,1803	1	-0,1803
	2	25	0	60,3312	0,0000	1,0530	1	-1,0530
Medio	1	35	90	58,6194	1,5708	1,0231	1	0,5477
	2	25	90	8,6200	1,5708	0,1504	1	1,4203
	3	20	90	-61,7464	1,5708	-1,0777	1	2,6485
Anular	1	36	90	57,3020	1,5708	1,0001	1	0,5707
	2	23	90	7,3020	1,5708	0,1274	1	1,4434
	3	20	90	-58,3733	1,5708	-1,0188	1	2,5896
Meñique	1	30	90	56,0741	1,5708	0,9787	1	0,5921
	2	15	90	42,3955	1,5708	0,7399	1	0,8309
	3	18	90	-22,0314	1,5708	-0,3845	1	1,9553

Realizado por: Moncada E., 2024

4.3. ANÁLISIS DE MOVIMIENTO DEDO ÍNDICE

Para este y todos los casos se ha definido un valor de 200 pasos con el objetivo de obtener una mayor precisión en la generación de las curvas de posición, velocidad y aceleración.

En cuanto a la posición, se puede observar la curva que describe el extremo del dedo durante el cierre como se muestra en la siguiente ilustración.

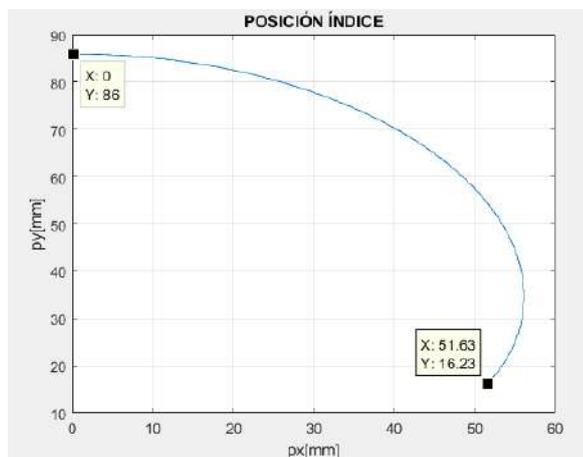


Ilustración 1-4: r_y vs r_x dedo índice

Fuente: Moncada E., 2024

Como se puede observar, la posición final del extremo del dedo índice respecto al origen corresponde al par ordenado (51,63; 16,23) tal como se había definido con el método de Denavit-Hartenberg. De esta manera se demuestra que el sistema cumple con los requerimientos de posición preestablecidos.

Por otro lado, se ha determinado la velocidad lineal total y cómo esta varía en función de la posición horizontal.

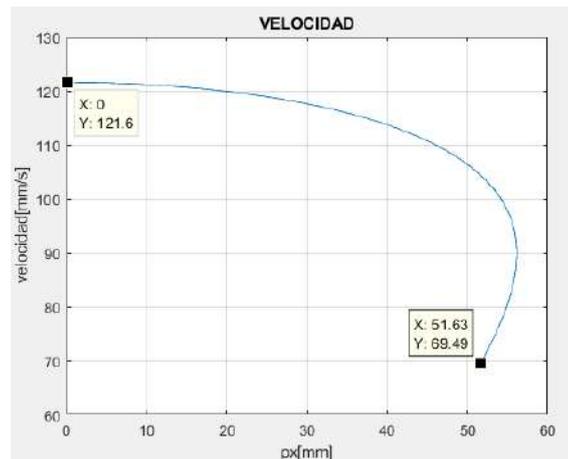


Ilustración 2-4: V vs r_x dedo índice

Fuente: Moncada E., 2024

Se ha determinado un valor máximo de velocidad de 121.6 mm/s y uno mínimo de 69.49 mm/s para el extremo del dedo analizado.

Finalmente, se ha calculado la aceleración y su variación en función del desplazamiento horizontal del punto de análisis.

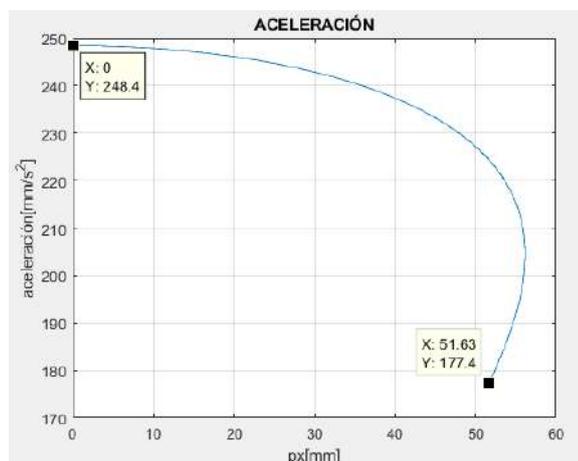


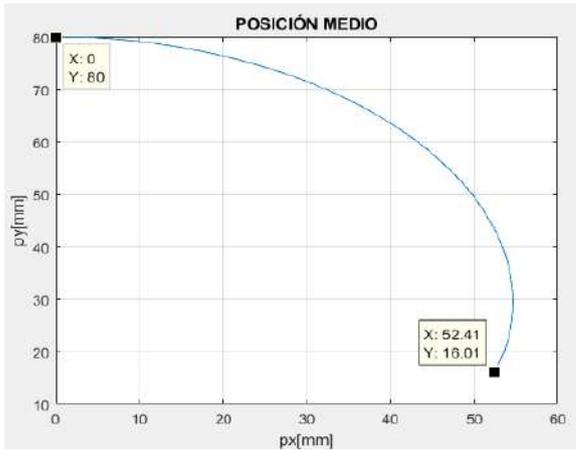
Ilustración 3-4: a vs r_x dedo índice

Fuente: Moncada E., 2024

Se ha obtenido un valor máximo de 248.4 mm/s^2 al inicio del movimiento y un valor mínimo de 177.4 mm/s^2 al cierre.

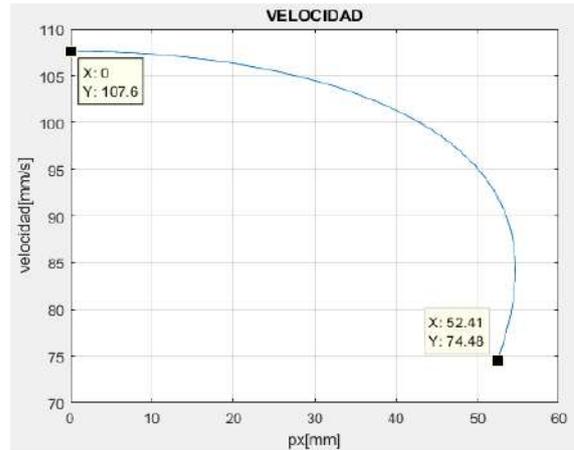
4.3.1. Análisis de movimiento dedo medio

Dado que se han establecido las mismas condiciones del análisis anterior, en este dedo y los siguientes únicamente se resumirán los resultados.



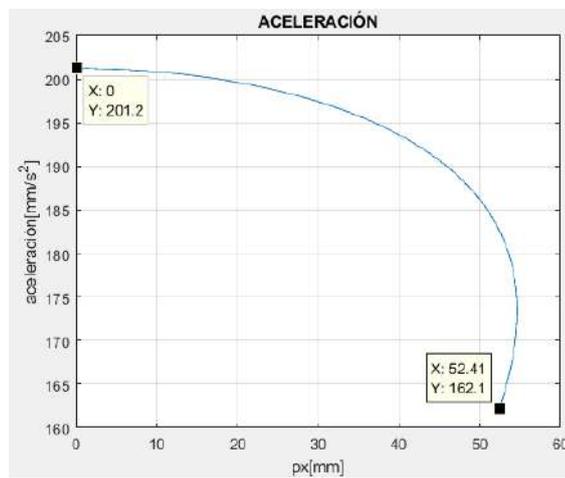
$$r_0 = (0; 80) \text{ mm}$$

$$r_1 = (52,41; 16,01) \text{ mm}$$



$$v_{max} = 107.6 \text{ mm/s}$$

$$v_{min} = 74.48 \text{ mm/s}$$



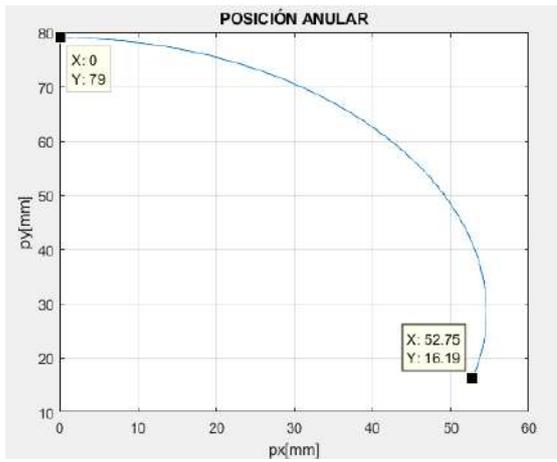
$$a_{max} = 201,2 \text{ mm/s}^2$$

$$a_{min} = 162,1 \text{ mm/s}^2$$

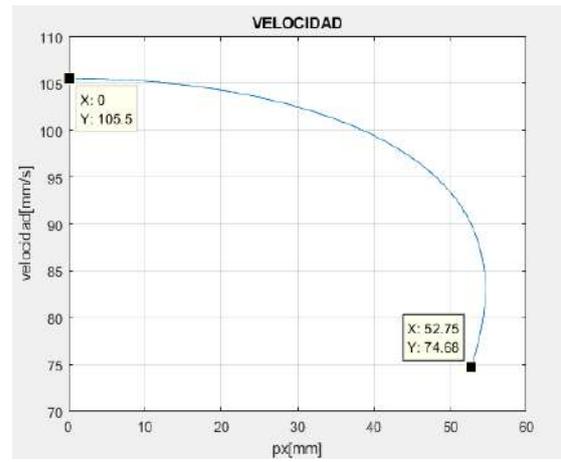
Ilustración 4-4: Posición, velocidad, aceleración dedo medio

Fuente: Moncada E., 2024

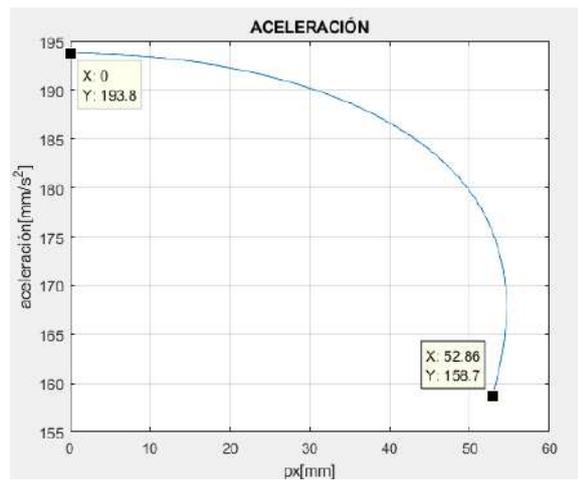
4.3.2. Análisis de movimiento dedo anular



$$r_0 = (0; 79) \text{ mm}$$
$$r_1 = (52,75; 16,19) \text{ mm}$$



$$v_{max} = 106,5 \text{ mm/s}$$
$$v_{min} = 74,68 \text{ mm/s}$$

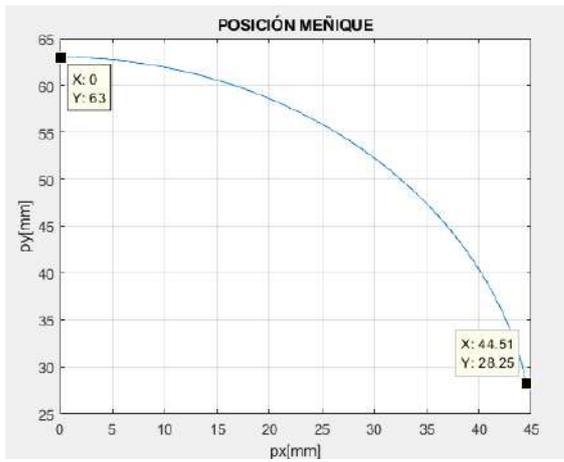


$$a_{max} = 193,8 \text{ mm/s}^2$$
$$a_{min} = 158,7 \text{ mm/s}^2$$

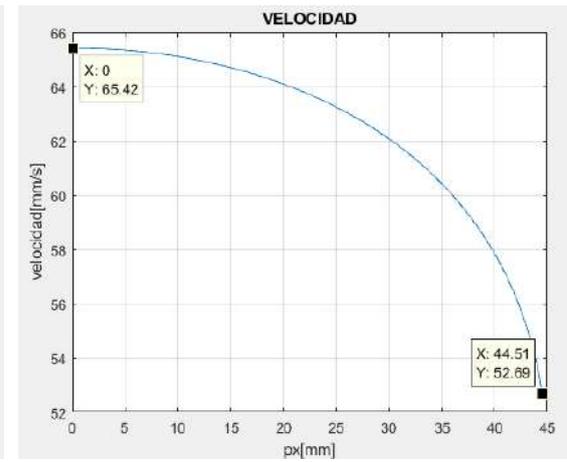
Ilustración 5-4: Posición, velocidad, aceleración dedo anular

Fuente: Moncada E., 2024

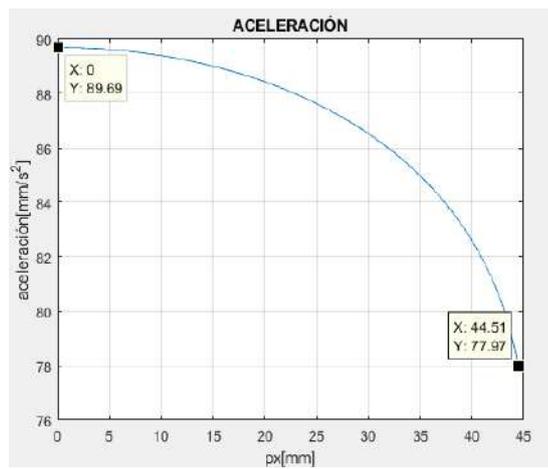
4.3.3. Análisis de movimiento dedo meñique



$$r_0 = (0; 63) \text{ mm}$$
$$r_1 = (44,51; 28,25) \text{ mm}$$



$$v_{max} = 65,42 \text{ mm/s}$$
$$v_{min} = 52,69 \text{ mm/s}$$



$$a_{max} = 89,69 \text{ mm/s}^2$$
$$a_{min} = 77,97 \text{ mm/s}^2$$

Ilustración 6-4: Posición, velocidad, aceleración dedo meñique

Fuente: Moncada E., 2024

4.3.4. Análisis de movimiento dedo pulgar

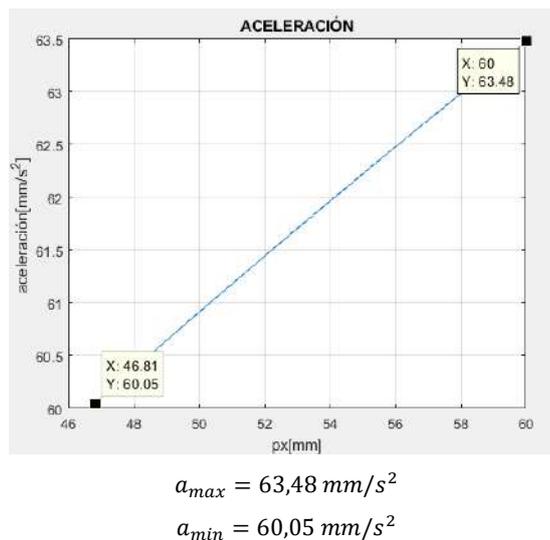
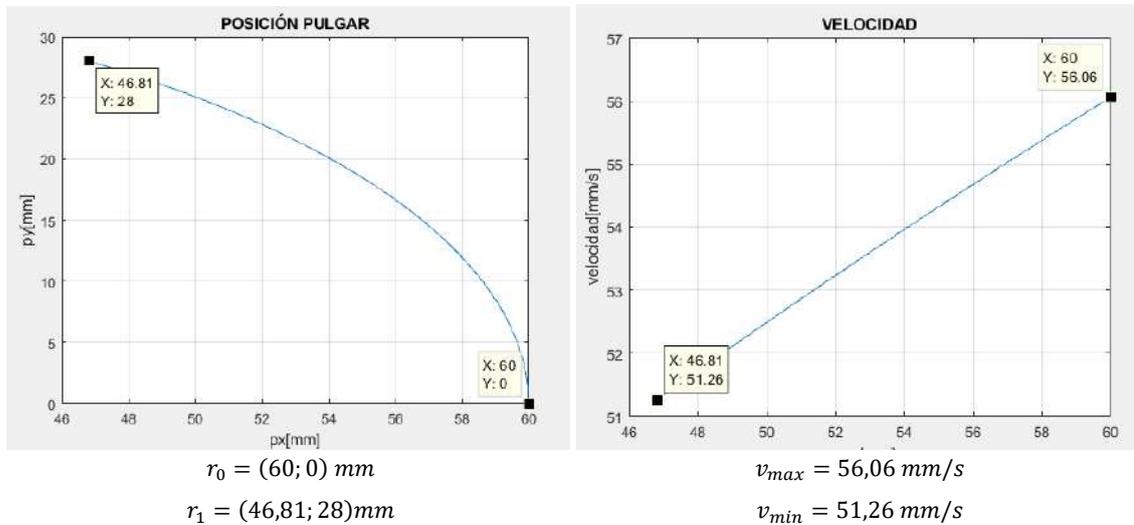


Ilustración 7-4: Posición, velocidad, aceleración dedo pulgar

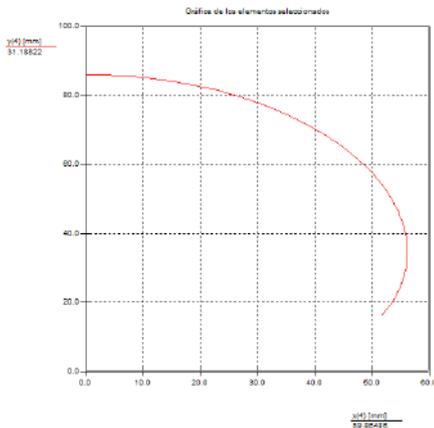
Fuente: Moncada E., 2024

4.4. VERIFICACIÓN DEL MOVIMIENTO MEDIANTE SAM

Para la verificación mediante el software SAM, se ha dibujado la posición inicial y de sujeción de cada dedo, esto para verificar que el mecanismo cumple con el movimiento requerido. Los datos ingresados en cada simulación son los mismos que se establecieron en el análisis de las ecuaciones mediante Matlab. Como resultado, se comprueba que cada dedo cumple con la trayectoria requerida.

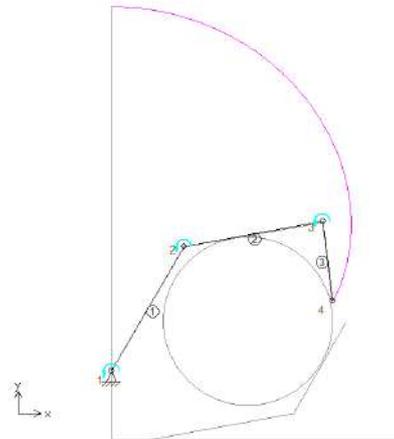
Así mismo, se ha verificado que los valores de posición, velocidad y aceleración son aproximadamente iguales para todos los casos analizados. Las curvas resultantes se muestran a continuación.

4.4.1. Verificación mediante SAM dedo índice

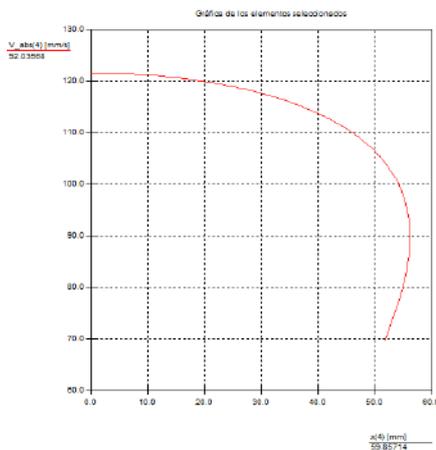


$$r_0 = (0; 86) \text{ mm}$$

$$r_1 = (51,63; 16,23) \text{ mm}$$

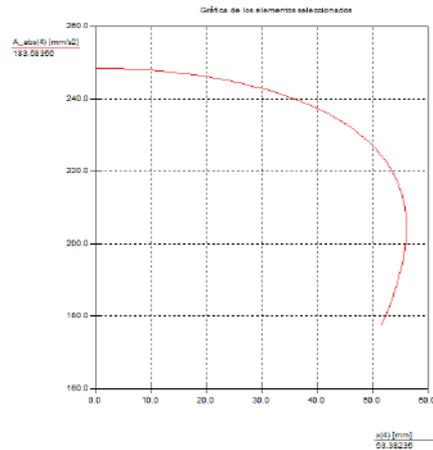


Curva del extremo del mecanismo



$$v_{max} = 121,6 \text{ mm/s}$$

$$v_{min} = 69,5 \text{ mm/s}$$



$$a_{max} = 248,4 \text{ mm/s}^2$$

$$a_{min} = 177,3 \text{ mm/s}^2$$

Ilustración 8-4: Verificación de movimiento índice

Fuente: Moncada E., 2024

En SAM también es posible determinar los parámetros cinemáticos en función del tiempo con gran facilidad, por ello se ha optado por obtener las curvas de velocidad y aceleración en función del tiempo en este software.

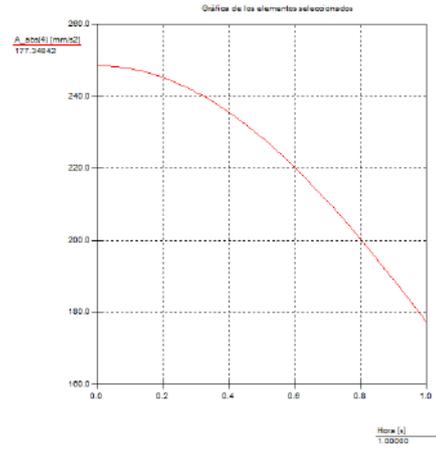
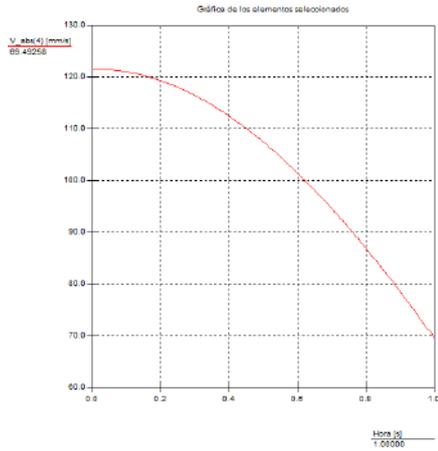
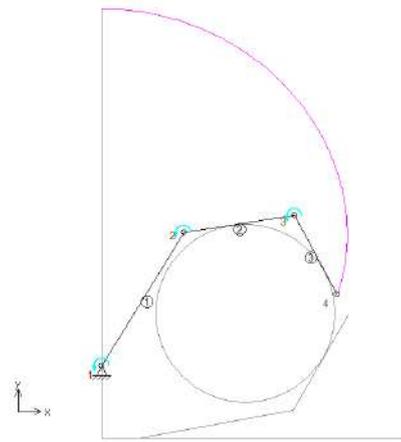
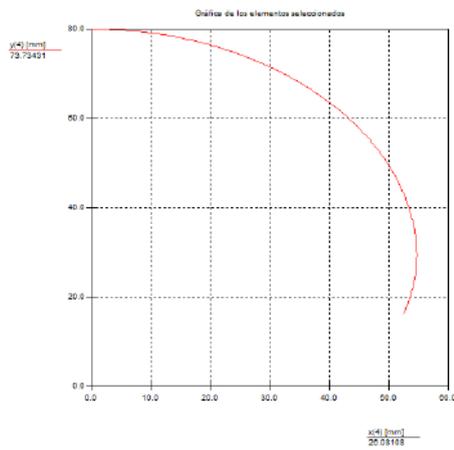


Ilustración 9-4: Curvas en función del tiempo índice

Fuente: Moncada E., 2024

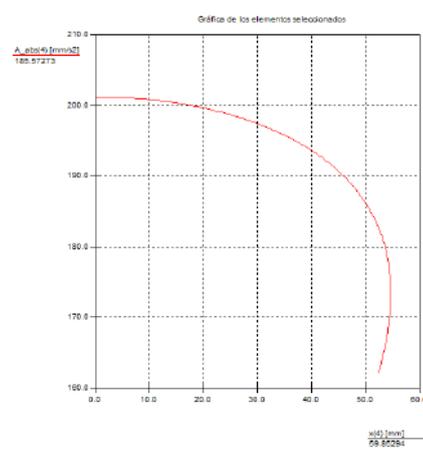
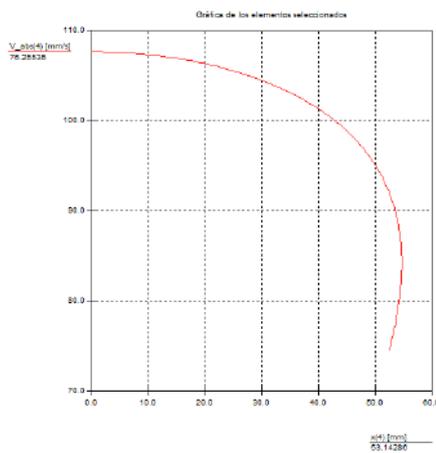
4.4.2. Verificación mediante SAM dedo medio



$$r_0 = (0; 80) \text{ mm}$$

$$r_1 = (52,41; 16,01) \text{ mm}$$

Curva del extremo del mecanismo



$$v_{max} = 107,6 \text{ mm/s}$$

$$v_{min} = 74,5 \text{ mm/s}$$

$$a_{max} = 201,2 \text{ mm/s}^2$$

$$a_{min} = 162,1 \text{ mm/s}^2$$

Ilustración 10-4: Verificación de movimiento medio

Fuente: Moncada E., 2024

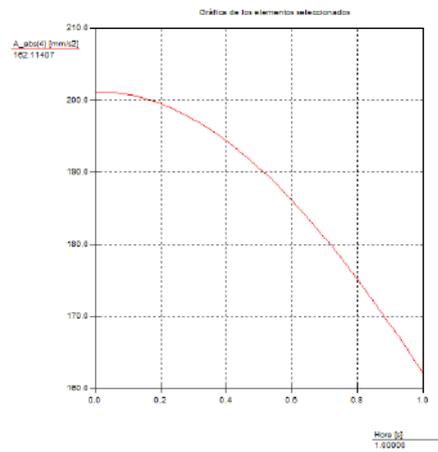
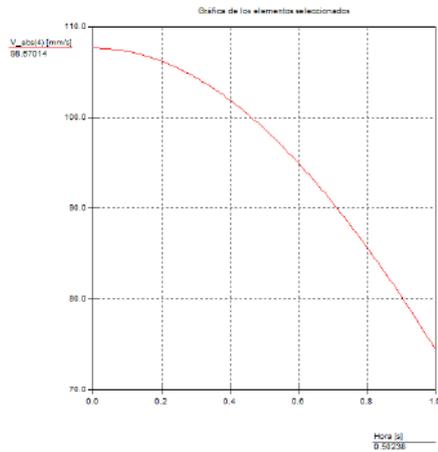
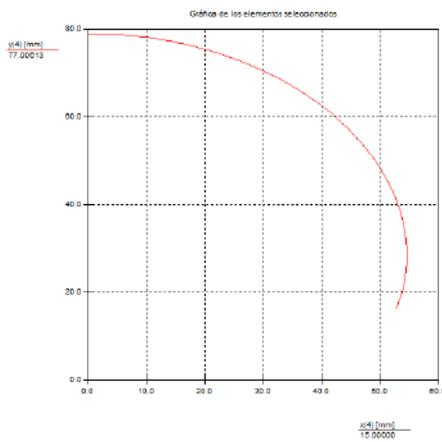


Ilustración 11-4: Curvas en función del tiempo medio

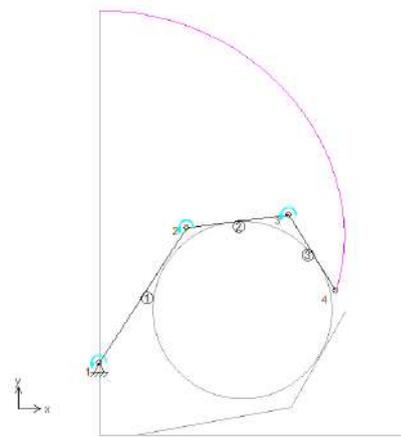
Fuente: Moncada E., 2024

4.4.3. Verificación mediante SAM dedo anular

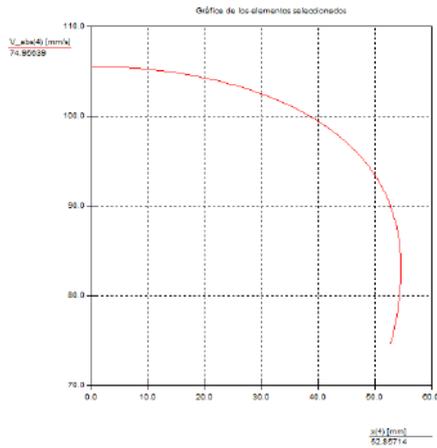


$$r_0 = (0; 79) \text{ mm}$$

$$r_1 = (52,75; 16,19) \text{ mm}$$



Curva del extremo del mecanismo



$$v_{max} = 105,5 \text{ mm/s}$$

$$v_{min} = 74,7 \text{ mm/s}$$



$$a_{max} = 193,8 \text{ mm/s}^2$$

$$a_{min} = 158,4 \text{ mm/s}^2$$

Ilustración 12-4: Verificación de movimiento anular

Fuente: Moncada E., 2024

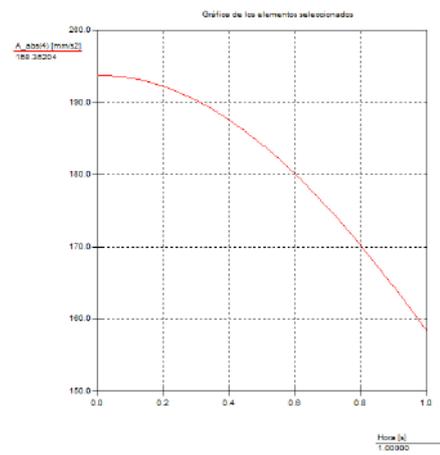
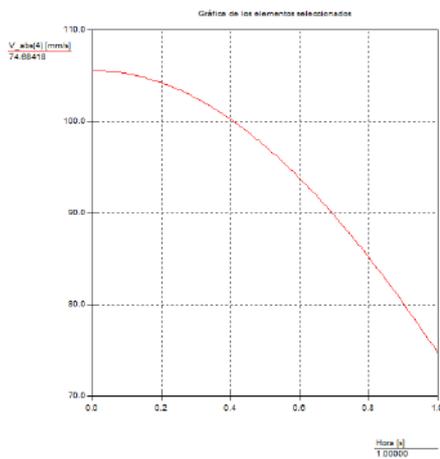
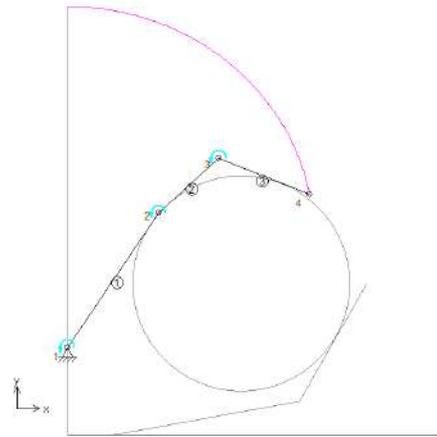
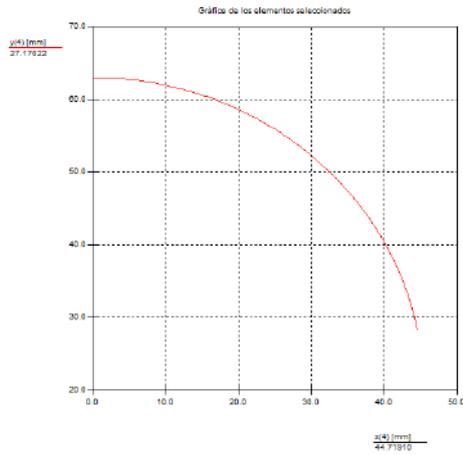


Ilustración 13-4: Curvas en función del tiempo anular

Fuente: Moncada E., 2024

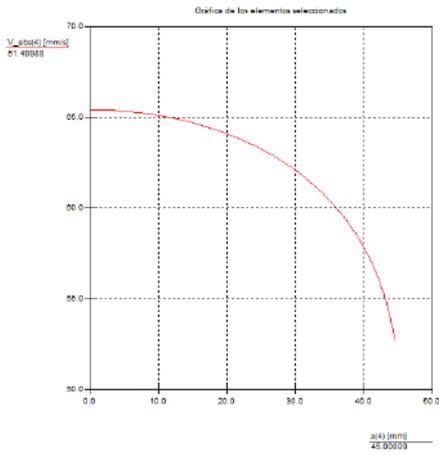
4.4.4. Verificación mediante SAM dedo meñique



$$r_0 = (0; 63) \text{ mm}$$

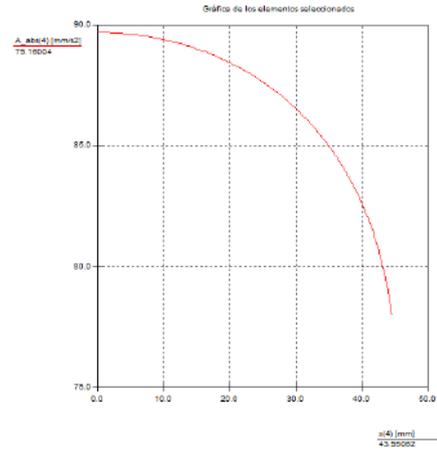
$$r_1 = (44,51; 28,25) \text{ mm}$$

Curva del extremo del mecanismo



$$v_{max} = 65,4 \text{ mm/s}$$

$$v_{min} = 52,7 \text{ mm/s}$$



$$a_{max} = 89,7 \text{ mm/s}^2$$

$$a_{min} = 78 \text{ mm/s}^2$$

Ilustración 14-4: Verificación de movimiento meñique

Fuente: Moncada E., 2024

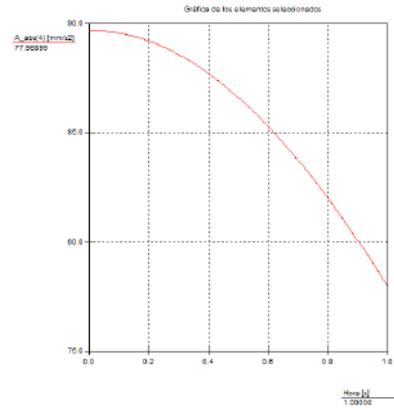
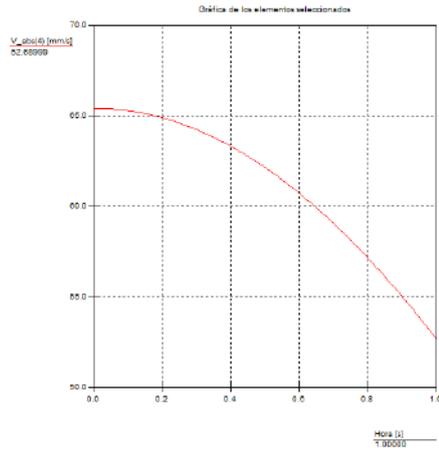
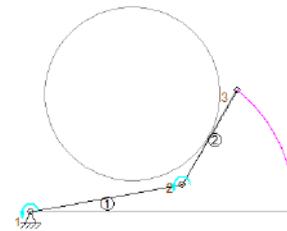
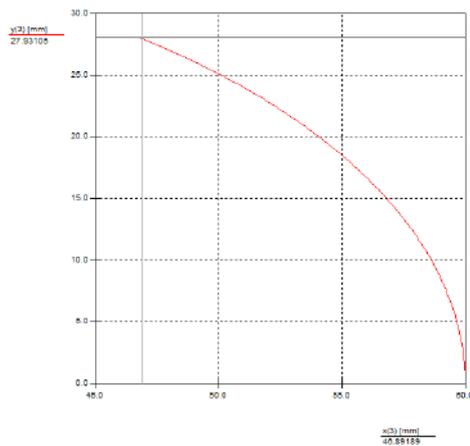


Ilustración 15-4: Curvas en función del tiempo meñique

Fuente: Moncada E., 2024

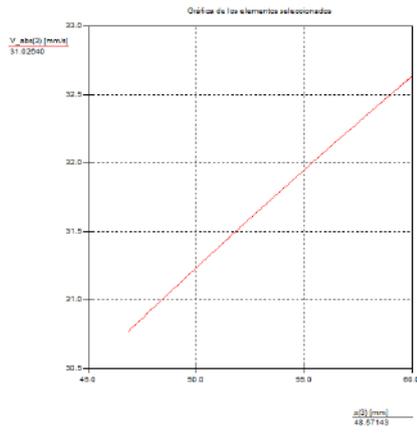
4.4.5. Verificación mediante SAM dedo pulgar



$$r_0 = (60; 0) \text{ mm}$$

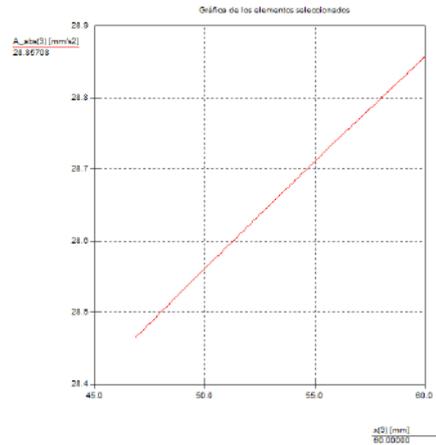
$$r_1 = (46,81; 28) \text{ mm}$$

Curva del extremo del mecanismo



$$v_{max} = mm/s$$

$$v_{min} = mm/s$$



$$a_{max} = mm/s^2$$

$$a_{min} = mm/s^2$$

Ilustración 16-4: Verificación de movimiento pulgar

Fuente: Moncada E., 2024

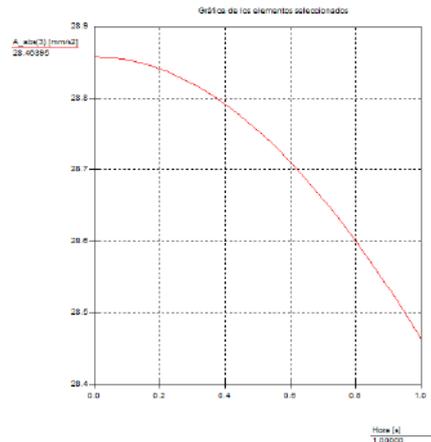
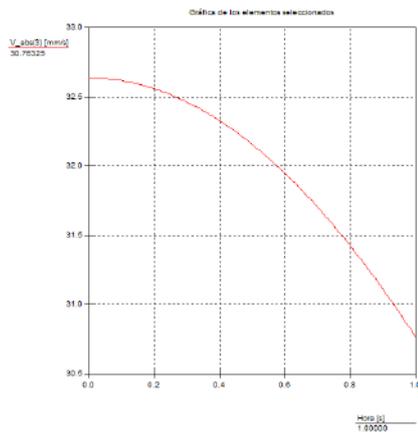


Ilustración 17-4: Curvas en función del tiempo pulgar

Fuente: Moncada E., 2024

4.5. RESULTADOS DEL ANÁLISIS CINEMÁTICO DEL MODELO EN MSC ADAMS

4.5.1. CURVA DE POSICIONES EN Y

En esta curva se detallan las posiciones verticales de cada uno de los dedos en función del tiempo. Resulta útil para conocer la posición mínima, que corresponde a la mano cerrada.

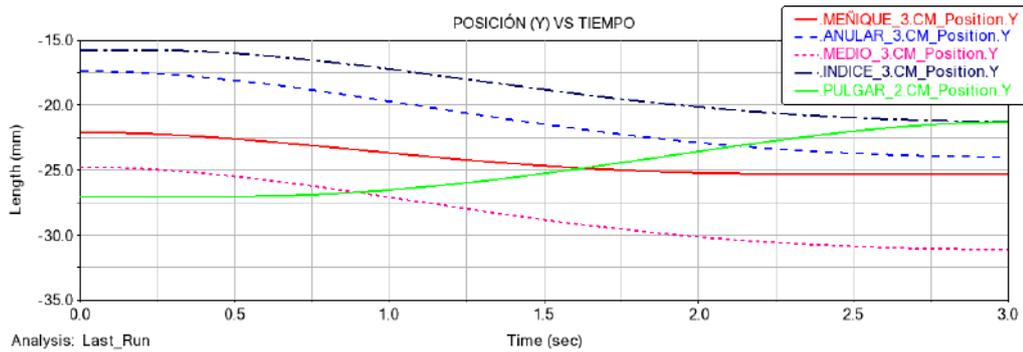


Ilustración 18-4: Curva Posición (Y) vs Tiempo todos los dedos

Fuente: Moncada E., 2024

Como se puede observar en la ilustración anterior, la posición mínima registrada corresponde al dedo medio con un valor de 31 mm hacia abajo, los dedos índices, anular y meñique siguen un comportamiento similar. El pulgar, por otro lado, presenta movimiento hacia arriba, con un valor máximo de 21 mm. Esto sucede debido a que, en el cierre de la prótesis, los dedos: índice, medio, anular y meñique presentan desplazamiento vertical hacia abajo; mientras que el pulgar, lo hace hacia arriba.

4.5.2. CURVA DE POSICIONES EN Z

Esta curva permite observar el rango de movimiento horizontal de cada dedo desde la posición de importación (crítica) hasta la posición de estudio.

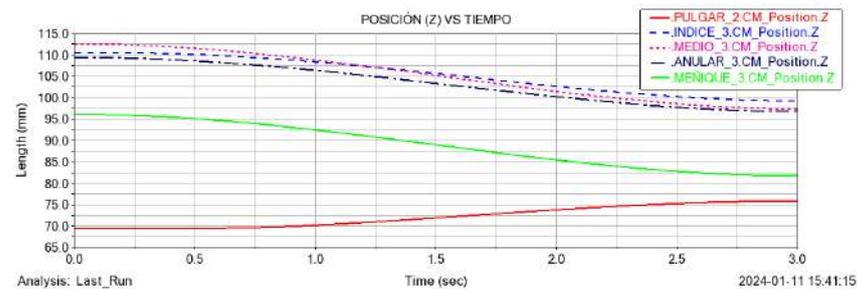


Ilustración 19-4: Curva Posición (Z) vs Tiempo todos los dedos

Fuente: Moncada E., 2024

Debido a la ubicación del modelo en el sistema de coordenadas en MSC Adams, las posiciones finales pueden interpretarse como mínimas. Como se puede observar la posición mínima entre índice, medio, anular y meñique, corresponde a este último con un valor de 82 mm relativo a la base de la prótesis, esto indica que el dedo meñique es el que alcanza una posición más cerrada durante el uso de la prótesis.

El pulgar en este caso sigue un comportamiento similar a los de los demás dedos con un valor mínimo de 76 mm, esto debido a que en el cierre el desplazamiento horizontal de todos los dedos sigue una misma dirección, a diferencia del desplazamiento vertical.

4.5.3. VELOCIDAD ANGULAR

Para el caso de las velocidades, se toma como referencia el tiempo que tarda en realizar el cierre de la mano en el tipo de agarre más crítico

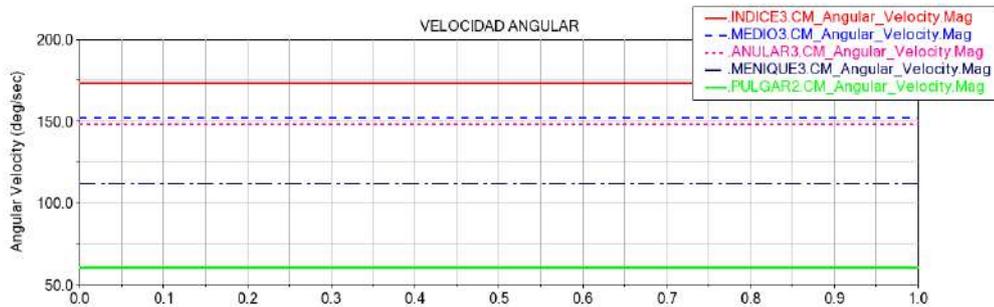


Ilustración 20-4: Velocidad angular vs Tiempo: Todos los dedos

Fuente: Moncada E., 2024

Se puede observar una velocidad angular máxima de 173.7 deg/s (3.03 rad/s) correspondiente al dedo índice. Los dedos: meñique, anular, medio y pulgar tiene velocidades más bajas, pero con comportamiento similar. La menor de las velocidades máximas es registrada por el dedo pulgar con un valor de 60.33 deg/s (1.05 rad/s).

4.5.4. VELOCIDAD LINEAL

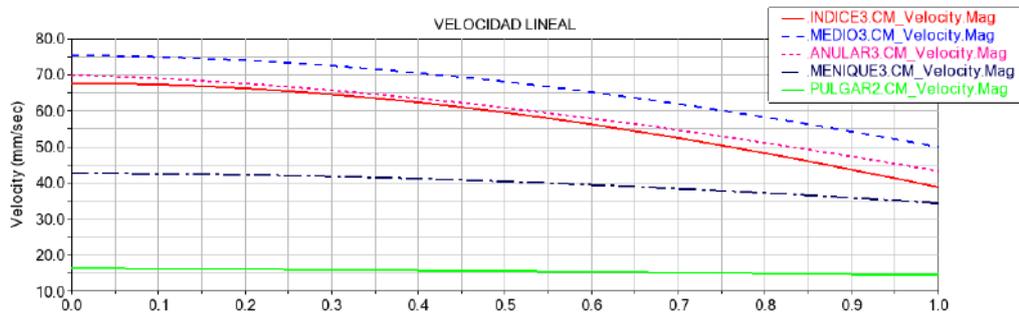


Ilustración 21-4: Velocidad lineal vs Tiempo: Todos los dedos

Fuente: Moncada E., 2024

En la ilustración anterior se puede identificar una velocidad lineal máxima de 75.35 mm/s correspondiente al dedo medio, por los perfiles de las curvas de velocidades se puede interpretar que el movimiento de este dedo es mayor a los demás, el siguiente con mayor velocidad máxima es el anular con un valor de 69.91 mm/s. La menor velocidad máxima corresponde al pulgar con un valor de 16.35 mm/s.

4.5.5. ACELERACIÓN DEL MECANISMO

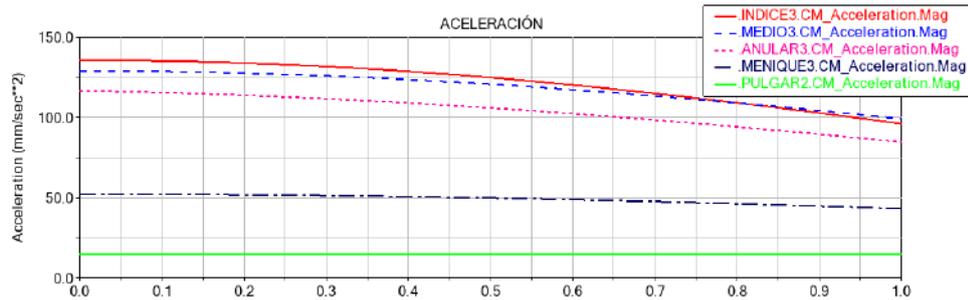


Ilustración 22-4: Perfiles de aceleración del sistema

Fuente: Moncada E., 2024

Como sugieren las curvas de aceleración calculadas, la aceleración del sistema es relativamente baja. El valor máximo registrado corresponde a un pico de aceleración descrito por el dedo índice, con un valor de 135.5 mm/s², este valor puede ser definido como la aceleración máxima del sistema.

4.5.6. TENSIONES PARCIALES

Debido a que no se puede determinar directamente el torque requerido por el motor, se ha optado por determinar las tensiones en el sistema y la tensión total para determinar la fuerza que debe aplicar el motor.

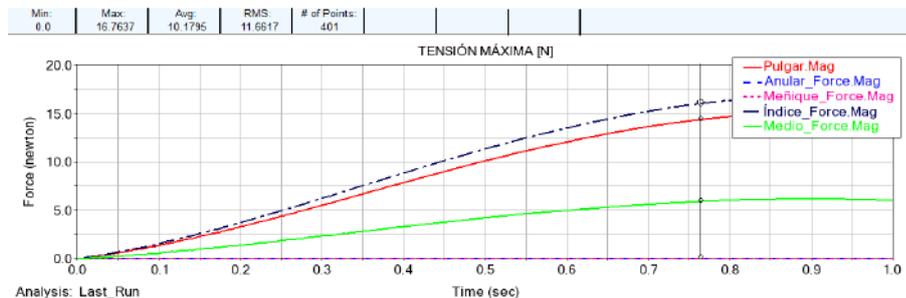


Ilustración 23-4: Tensiones parciales vs tiempo

Fuente: Moncada E., 2024

En la ilustración anterior se puede identificar un valor máximo de tensión de 16.76 Nmm generado por el dedo pulgar, este valor sugiere que este dedo aporta un valor elevado de fuerza durante la sujeción. El dedo meñique por otra parte registra una tensión relativamente baja lo que indica que este dedo aporta poca fuerza durante el proceso de sujeción.

4.5.7. TENSIÓN TOTAL

Para determinar el torque total, se ha estudiado el bloque al que se han anclado los sistemas de cables de los dedos, esto debido a que sobre este anclaje actúan todas las tensiones parciales, por lo tanto, es un punto de utilidad para determinar la tensión total.



Ilustración 24-4: Tensión del sistema vs tiempo

Fuente: Moncada E., 2024

De la ilustración anterior, se ha determinado que el valor máximo de la tensión resultante del sistema es de 37.66 N. Este es el valor de fuerza mínima que debe ser generada por el motor, en base a este valor se puede determinar el torque mínimo requerido.

4.5.8. TORQUE MÍNIMO REQUERIDO POR EL MOTOR.

Para determinar el torque mínimo requerido del motor ($\tau_{mín}$) se aplicará la siguiente expresión:

$$\tau_{mín} = T \cdot r$$

Donde:

T : Tensión total del sistema

r : Radio del carrete (donde se envuelve la cuerda)

$$\tau_{\min} = 90.55 \text{ N}(13 \text{ mm})$$

$$\tau_{\min} = 489.58 \text{ Nmm}$$

$$\tau_{\min} = 4.99 \text{ kg.cm}$$

4.6. Resultados del software ANSYS

Al realizar el análisis previo de las fuerzas y momentos y que posteriormente serían colocadas en el prototipo para el tipo de agarre, los resultados obtenidos se representan a continuación; partiendo por el tipo de agarre más crítico se detalla en primer lugar la deformación que sufre el prototipo, posterior a eso el esfuerzo que genera este elemento, las reacciones y finalmente el factor de seguridad.

4.6.1. Resultado de la deformación de los dedo principales

4.6.1.1. *Dedo índice*

Al realizar la exportación del primer CAD se realiza la validación del primer dedo para comprobar la deformación total por medio de la fuerza que ejercen los cables que servirá como base para realizar el estudio completo del prototipo de prótesis.

La deformación que se obtiene es relativamente baja, lo cual no afecta de gran medida al prototipo, con el valor obtenido proporciona información relevante con la cual se puede evaluar una respuesta basada en la resistencia mecánica.

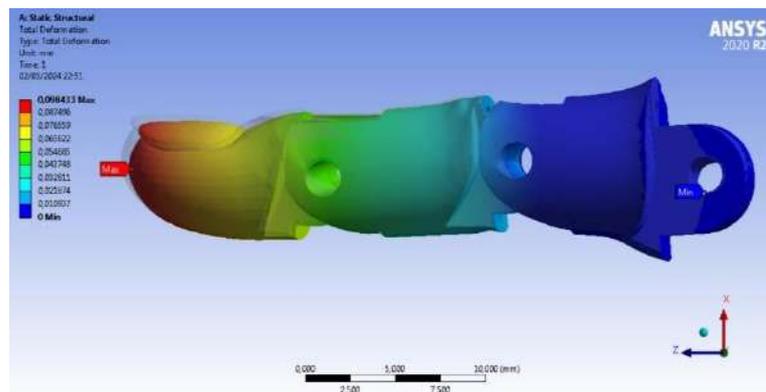


Ilustración 25-4: Deformación Total del dedo Índice

Fuente: Moncada E., 2024

El proceso continua con el análisis del esfuerzo de Von-Mises para determinar si el material estará dentro de los límites seguros, una vez obtenido el valor es posible confirmar que el prototipo no se verá sujeto a esfuerzos plásticos por el valor numérico bajo.

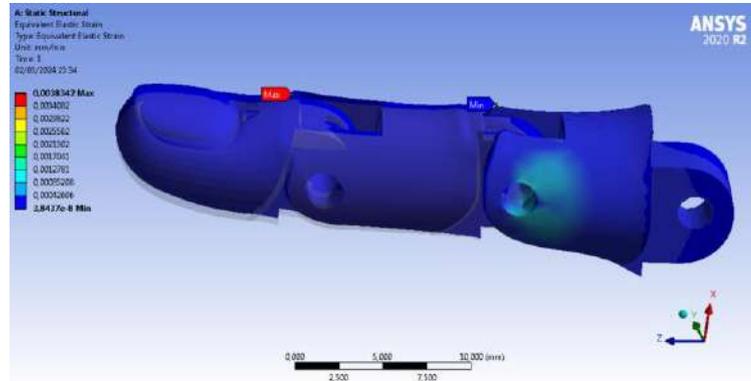


Ilustración 26-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

En el último análisis del dedo índice, se determina el factor de seguridad, el valor obtenido está por encima del valor numérico 3, lo que explica que el diseño de este dedo entra en una zona confiable pero a su vez que no se inclina por la zona de la rigidez.

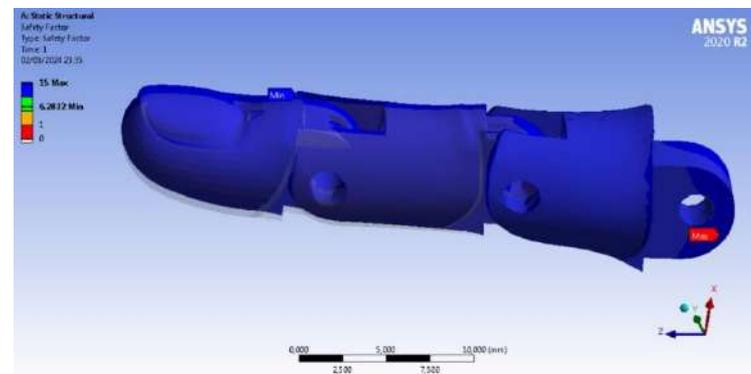


Ilustración 27-4: Factor de seguridad del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

4.6.1.2. *Dedo medio*

Para realizar el análisis del dedo medio, el proceso es el mismo y de la misma manera se realizará la validación comprobar; deformación total de la fuerza que ejerce el cable para continuar con el estudio completo del prototipo.

Con el valor obtenido de esta deformación del dedo medio, permite establecer una conclusión basada en resistencia mecánica relacionado con el material utilizado.

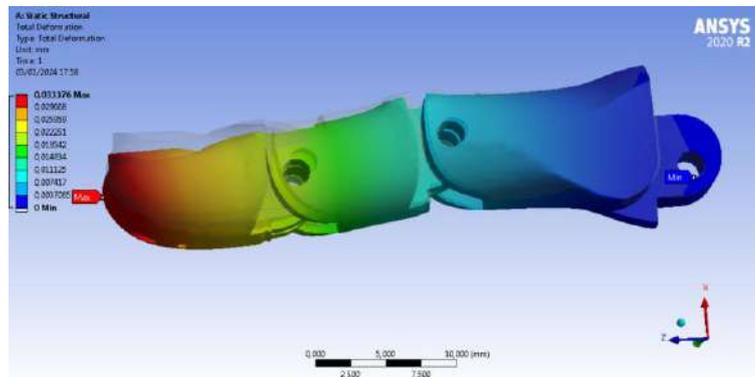


Ilustración 28-4: Deformación Total del dedo medio

Fuente: Moncada E., 2024

La secuencia analítica continua con el esfuerzo de Von-Mises determinado para confirmar si el material estará dentro de los límites seguros y si en el resultado no se obtendrán esfuerzos plásticos.

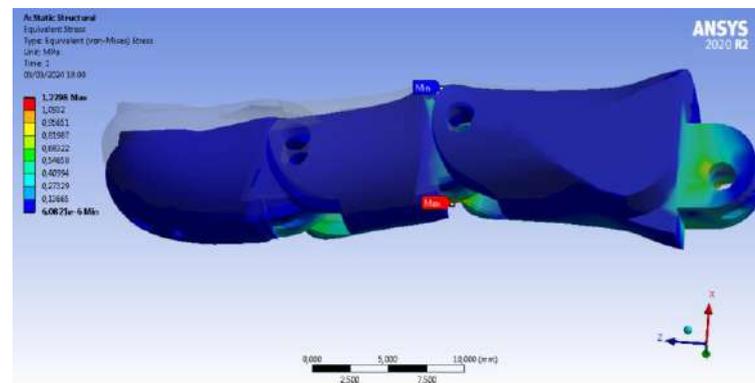


Ilustración 29-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

El resultado de este análisis presenta un valor muy elevado, estos resultados demuestran que el elemento se encuentra sobredimensionado, por este motivo puede presentar alto grado de rigidez de modo que afecte en los posteriores análisis de tipos de agarre.

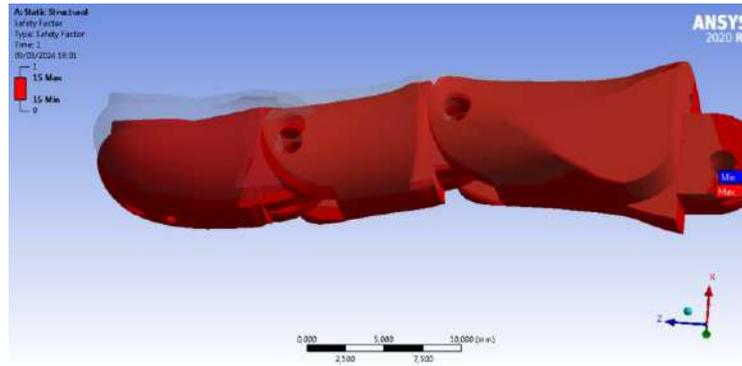


Ilustración 30-4: Factor de seguridad del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

4.6.1.3. *Dedo pulgar*

Finalmente, tomando el tercer dedo propuesto para el análisis, se lleva a cabo la misma secuencia de operación para validar el diseño; deformación total de la fuerza ejercida por el cable permitiendo el estudio final del prototipo.

La deformación que se obtenida es considerablemente baja a diferencia del índice, expresando así que no afecta al prototipo, con este valor se lleva a cabo la secuencia de evaluación basada en la resistencia mecánica

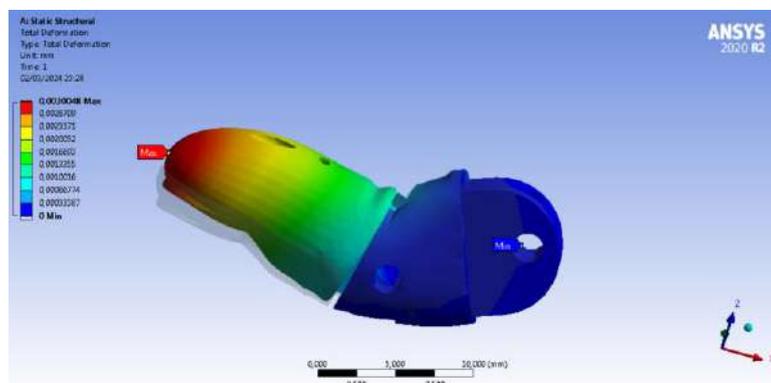


Ilustración 31-4: Deformación Total del dedo pulgar

Fuente: Moncada E., 2024

Se continua con la metodología anterior calculando el esfuerzo de Von-Mises enfocado en confirmar que el material este dentro de los limites seguros y como resultado no se obtengan esfuerzos plásticos.

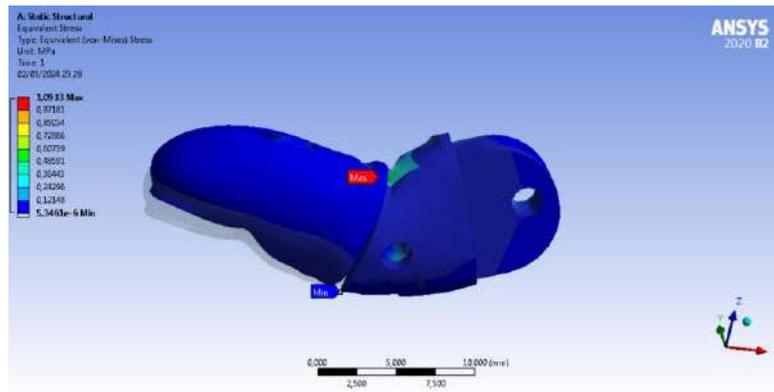


Ilustración 32-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

En este último análisis se observa el mismo caso anterior con un valor muy elevado en el factor de seguridad, el resultado demuestra que el elemento esta sobredimensionado, por lo tanto es posible obtener un alto grado de rigidez, afectando así los análisis de los tipos agarre.

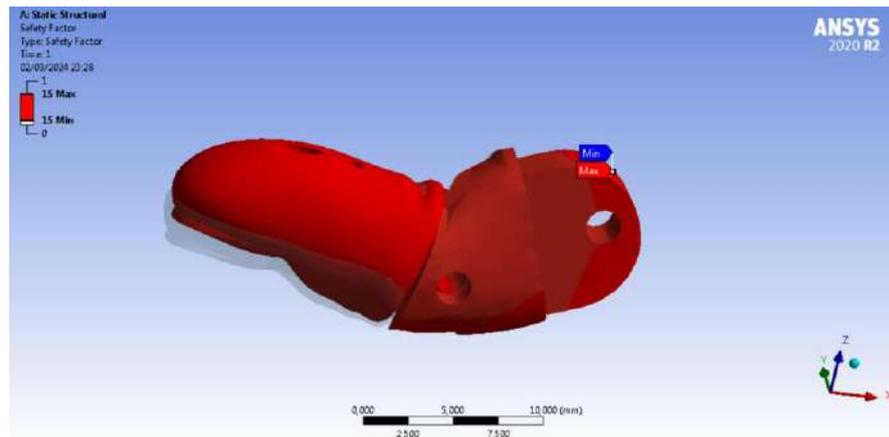


Ilustración 33-4: Factor de seguridad del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

4.6.2. Resultados de los análisis de fuerzas con los tipos de agarre.

Los resultados del análisis con la aplicación de las respectivas fuerzas y momentos de los tipos de agarre se muestran en las siguientes ilustraciones, especificando la Deformación del elemento, esfuerzo de Von-Mises y el Factor de seguridad.

4.6.2.1. *Agarre de pinza*

El análisis de la deformación del tipo de agarre de pinza expresa un valor de 0,29453 mm denotando la deformación crítica en la falange distal del pulgar, el resultado de este punto crítico

se da por que este miembro contiene la mitad del porcentaje de fuerza y momento que la parte contraria de los dedos, en los cuales se distribuye las fuerzas y momentos, además es posible visualizar el punto con menor índice crítico en la parte de la superficie perpendicular a las perforaciones destinadas para los sensores y el giroscopio.

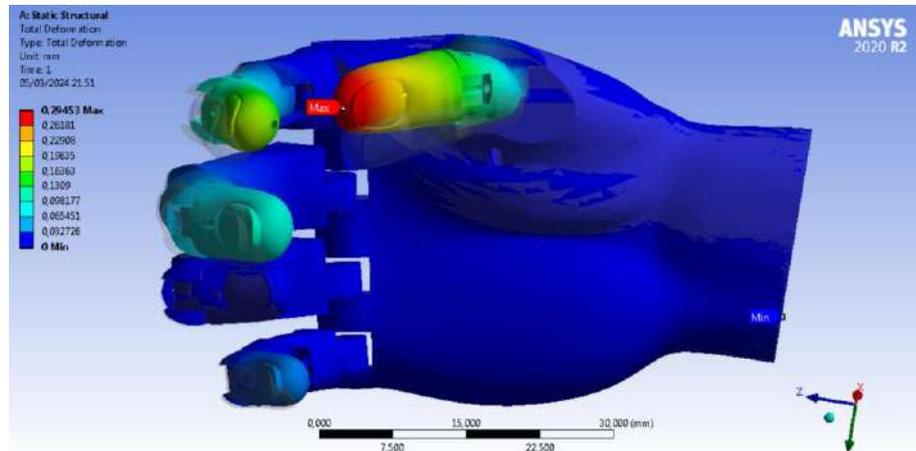


Ilustración 34-4: Deformación Total del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

El valor que se obtiene en el esfuerzo de Von-Mises es de 31,246 MPa, comparado con el esfuerzo último de los materiales utilizados tanto como en las falanges distales con TPU como el también para el PLA en el resto del elementos son especificados en las tablas 2-2 y la tabla 3-2. Comparando se puede establecer que el prototipo no supera dichos valores, por lo tanto este diseño está dentro de los límites seguros por lo que no se esperan deformaciones plásticas muy relevantes.

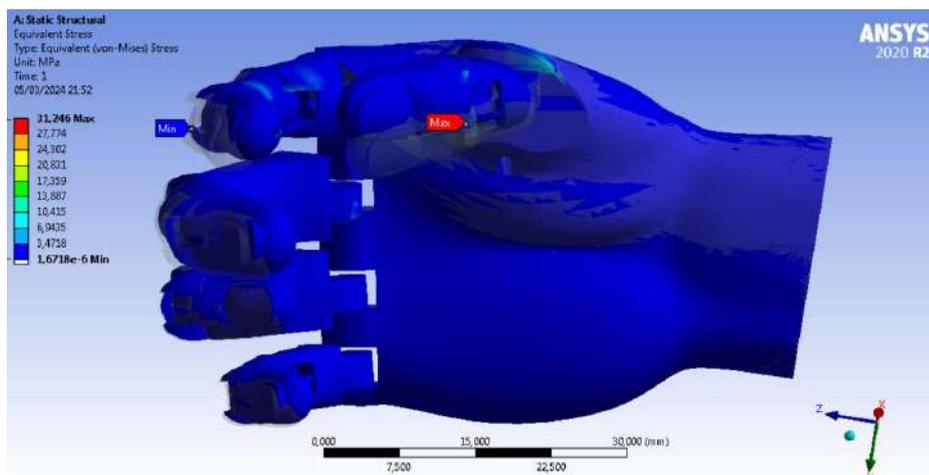


Ilustración 35-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

El factor de seguridad que se obtiene en este modelo, sometido a diferentes cargas establecidas previamente en el análisis estático en el apartado del análisis de pinza da como resultado un factor de seguridad de 3.17 el cual puede entenderse como un valor apropiado para soportar el tipo de carga con enfoque en el agarre de pinza, permitiendo diseñar este prototipo con un mayor porcentaje de confiabilidad.

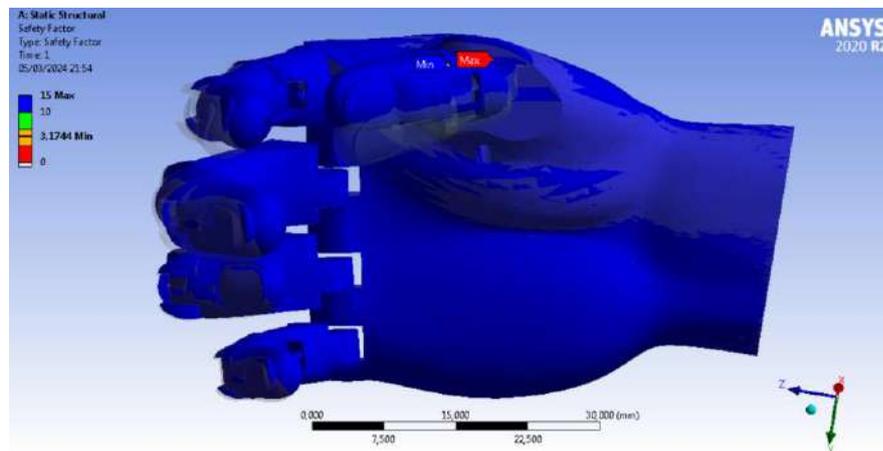


Ilustración 36-4: Factor de seguridad del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

4.6.2.2. *Agarre cilíndrico*

El análisis de la deformación del tipo de agarre de pinza expresa un valor de 0,29453 mm denotando la deformación crítica en la falange distal del pulgar, el resultado de este punto crítico se da por que este miembro contiene la mitad del porcentaje de fuerza y momento que la parte contraria de los dedos, en los cuales se distribuye las fuerzas y momentos, además es posible visualizar el punto con menor índice crítico en la parte de la superficie perpendicular a las perforaciones destinadas para los sensores y el giroscopio.

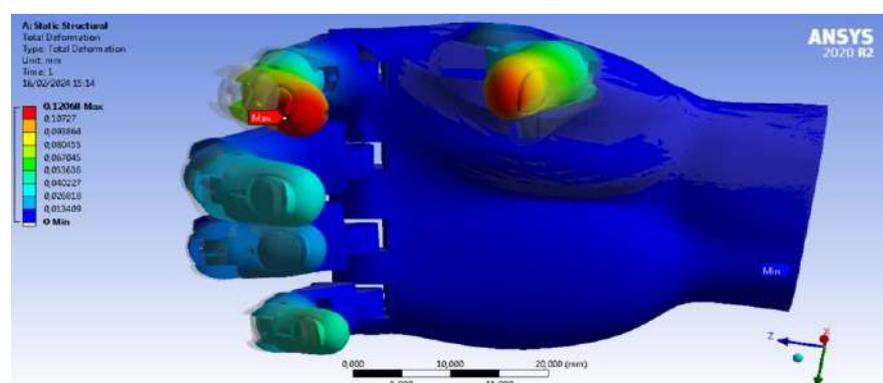


Ilustración 37-4: Deformación Total del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

Para este modelo el análisis es el mismo, una vez obtenido el esfuerzo de Von-Mises de 11,02 MPa y comparado con el esfuerzo último de los materiales utilizados tanto como en las falanges distales con TPU como el también para el PLA en el resto del elementos fueron establecidos en las tablas 2-2 y la tabla 3-2. Se determina que el prototipo no supera los valores base de cada material, por lo que este diseño está dentro de los límites seguros y de la misma manera no se esperan deformaciones plásticas relevantes.

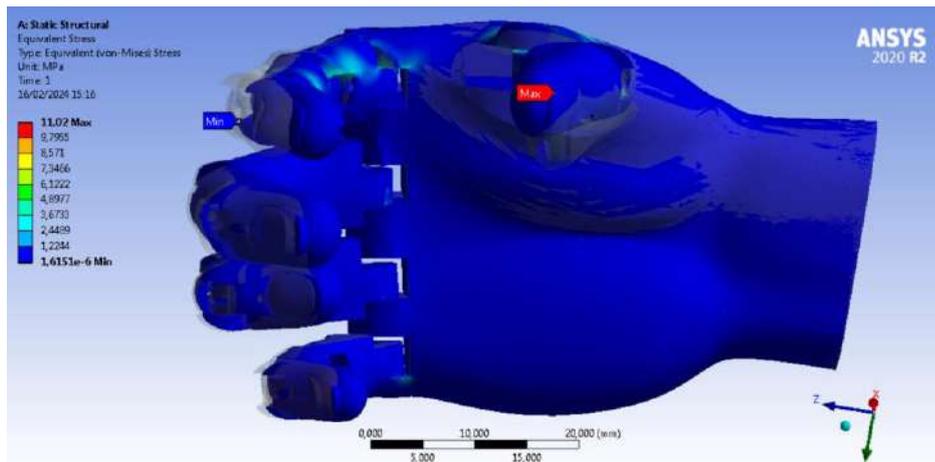


Ilustración 38-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

El análisis del factor de seguridad obtenido en este agarre, el mismo que también ha sido sometido a diferentes cargas establecidas previamente en el análisis estático en el apartado del agarre cilíndrico, expresa un resultado de factor de seguridad de 7,196 entendiéndose como un valor apropiado para soportar las cargas a la cual estará sometido este prototipo.

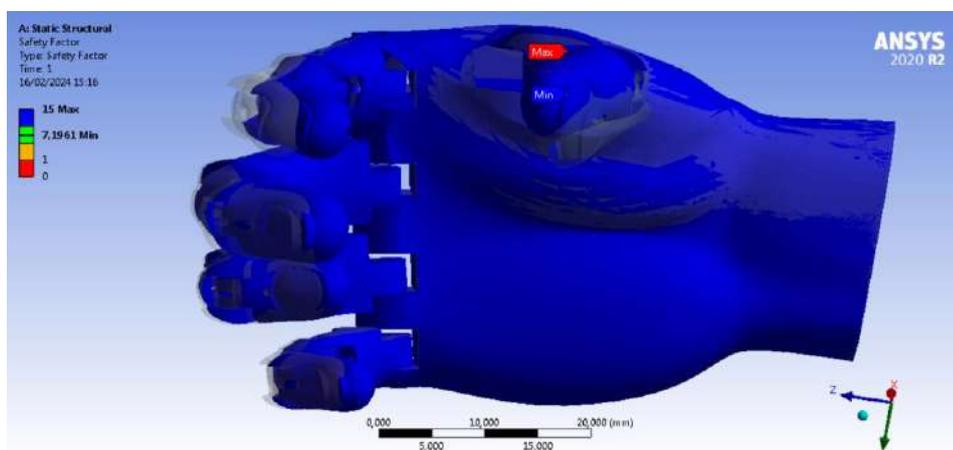


Ilustración 39-4: Factor de seguridad del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

4.6.2.3. *Agarre de plataforma*

El análisis de la deformación del tipo de agarre de pinza expresa un valor de 0,29453 mm denotando la deformación crítica en la falange distal del pulgar, el resultado de este punto crítico se da por que este miembro contiene la mitad del porcentaje de fuerza y momento que la parte contraria de los dedos, en los cuales se distribuye las fuerzas y momentos, además es posible visualizar el punto con menor índice crítico en la parte de la superficie perpendicular a las perforaciones destinadas para los sensores y el giroscopio.

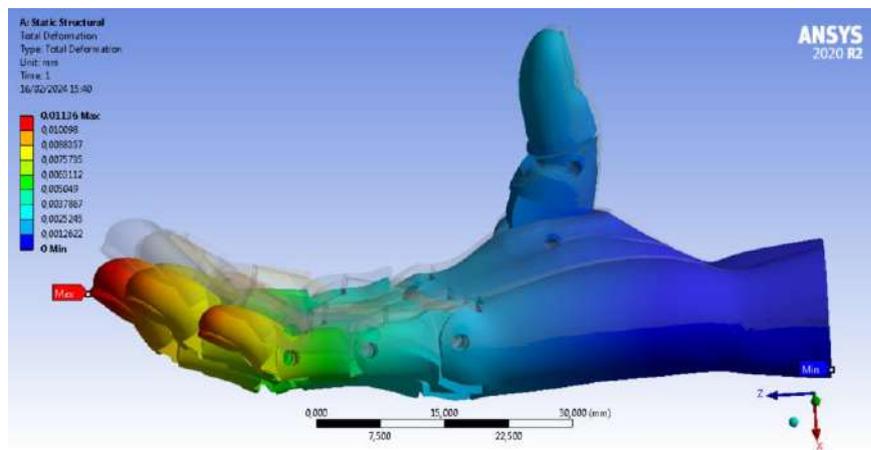


Ilustración 40-4: Deformación Total del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

Para este último modelo de agarre, al obtener el esfuerzo de Von-Mises con valores bajos de 0,30 MPa y como ya se realizó las comparaciones previas con el esfuerzo último de los materiales utilizados tanto como en las falanges distales con TPU como el también para el PLA en las mismas tablas ya mencionadas anteriormente, es notable que el prototipo no supera los valores base de los materiales utilizados, por lo que este diseño también estará dentro de los límites seguros y no se esperan deformaciones plásticas relevantes.

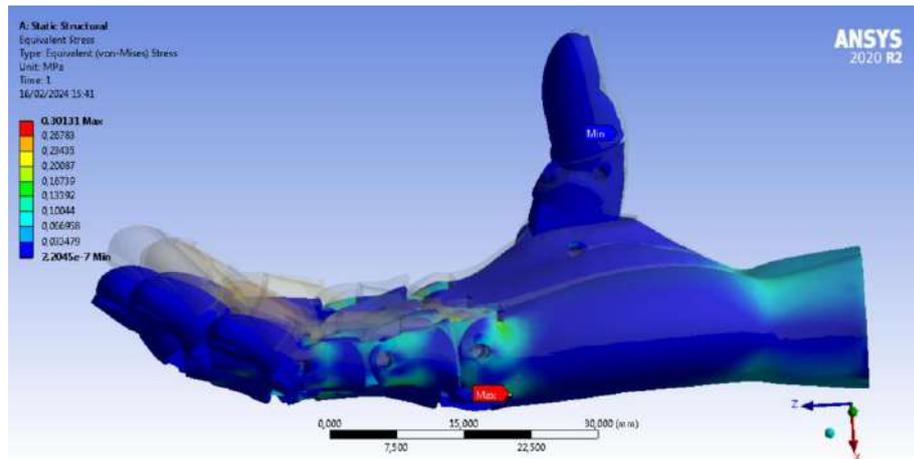


Ilustración 41-4: Esfuerzo de Von-Mises del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

En este análisis es posible observar que el resultado del factor de seguridad es sumamente alto, entendiéndose como un valor ideal o sobredimensionado el cual soportará la carga máxima establecida sin mayor dificultad.

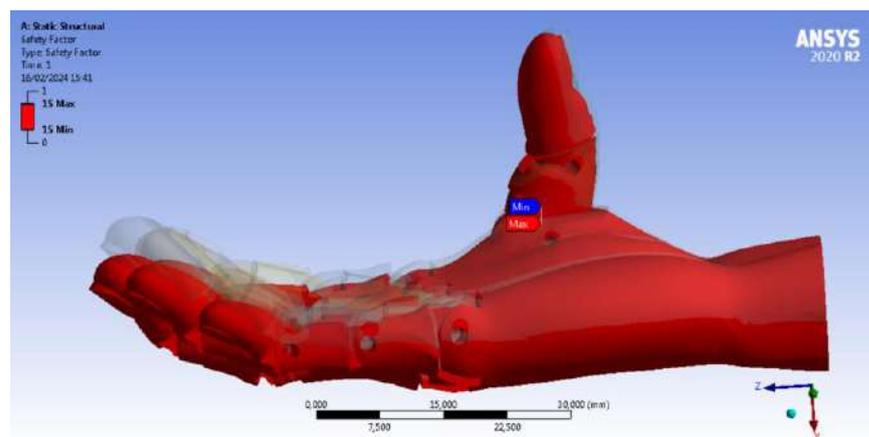


Ilustración 42-4: Factor de seguridad del prototipo

Fuente: Moncada E., 2024

4.6.3. Análisis del agarre crítico

Una vez realizado los análisis con las fuerzas y momentos aplicados en el prototipo con su respectivo tipo de agarre, se determina que el agarre que tiende a presentar mayor deformación es el de pinza, además que su factor de seguridad se ve afectado al ser sometido a cargas y como consecuencia para evitar las caídas de los objetos generará momentos que serán contrarios a la caída.

4.7. Protocolo de pruebas

Se realiza un análisis partiendo de la reacción y lectura de cada sensor que es calibrado mediante código.

Tabla 4-4: Protocolo de pruebas

Sensor	Cumple función	No cumple función	Observaciones
Giroscopio	X		El giroscopio presenta una gran reacción al movimiento, pero el agarre es un poco complicado al momento de la rotación, dependiendo mucho del objeto a recoger
Infrarrojo 1	X		Este tiene una función adecuada a una distancia de 5mm siendo esta la mejor para la toma de objetos que están perpendiculares respecto al suelo
Infrarrojo 2	X		Para poder realizar la apertura este sensor tiene una buena reacción considerando que trabaja en conjunto con el primer infrarrojo

Realizado por: Moncada E., 2024

Se realizó pruebas en diferentes objetos considerando varios tipos de agarre, en el cierre tipo gancho se tiene un buen accionamiento pero al momento de tener una carga no se puede realizar, para un agarre tipo plataforma se logró un cumplimiento al 100% la prótesis es capaz de soportar, el agarre de pinza es el más usado en el cual al tratar de levantar objetos muy pequeños no se logró realizar, en el agarre cilíndrico se tiene un cumplimiento total siempre y cuando se respete los parámetros previamente realizados para el peso máximo.

Tabla 4-5: Cumplimiento según el agarre propuesto.

No	Tipo de Agarre	Objeto	Cumple	No cumple
1	Gancho-Hook	Cierre en Vacío	X	
		Funda		X
2	Plataforma-Platform	Plato pequeño	X	
		Control	X	
		Teléfono	X	
3	Forma de Pinza- Pulp Pinch	Lápiz		X
		Cuchara		X
		Juguete	X	
4	Agarre Cilíndrico- Cylindrical Grip	Huevo	X	
		Vaso plástico	X	
		Pelota	X	
		Desodorante	X	

Realizado por: Moncada E., 2024

4.7.1. Características de la prótesis

Las características de la prótesis se obtuvieron luego de varias pruebas para la carga máxima de funcionamiento y la verificación de cómo actúan los sensores para el accionamiento y funcionalidad respectiva.

Tabla 4-6: Características del prototipo de prótesis.

Prótesis	
Características generales	Dimensiones generales: Alto: 28 mm Largo: 190 mm Ancho:46 mm
	Capacidad de carga: 90 gramos.
	Material de construcción: PLA, TPU, Silicon
	Servomotores MG90S (3)
	Peso total:215 gr
Accionamiento	Giroscopio y 2 Sensores Infrarrojos

Realizado por: Moncada E., 2024

4.7.2. Consumo energético

La siguiente tabla muestra el protocolo de funcionamiento del prototipo en cuanto al consumo energético enfocado en el uso del dispositivo.

Tabla 4-7 Consumo energético

COMPONENTE	CONSUMO (mA)	CANTIDAD	CONSUMO TOTAL (mA)
Servo MG90S	200	3	600
Arduino nano	15	1	15
Giroscopio	3.5	1	3.5
Sensor Infrarrojo	10	2	20
Medidor de Batería	20	1	20
Total (Consumo Continuo)			718.5
Total (Pasivo)			58.5

Realizado por: Moncada E., 2024

Se colocó valores de fabricantes respecto a cuánta corriente consume cada componente realizando un total de 728.5 miliamperios este valor puede variar según la carga y fuerza que necesita la prótesis, tomando en consideración todos como valores máximos (Todo como un consumo

continuo), para un consumo pasivo tomando en cuenta que para mantener encendido los componentes para lectura de información como sensores, medidor, giroscopio, Arduino el consumo será de 58.5 miliamperios.

Tabla 4-8 Cálculos de consumo respecto a las baterías

Valores	mAh	Cantidad	Valor (mAh)
Batería 9V Recargable	650	2	1300
Consumo componentes	718.5	1	718.5
Consumo pasivo	58.5	1	58.5
Consumo respecto a Baterías (Excedente)			581.5
Tiempo Aproximado de baterías consumo continuo (Horas)			1.8
Tiempo Aproximado de baterías consumo pasivo (Horas)			22.22

Realizado por: Moncada E., 2024

Considerando un consumo continuo como mínimo las baterías tienen una duración de 1 hora y 48 minutos, si tenemos en cuenta un consumo pasivo el tiempo será de 22 horas con 13 minutos aproximadamente, con estos valores calculados el tiempo puede variar entre 2 horas a 20 horas de trabajo dependiendo el tiempo de uso y maneras con la cual se maneje el prototipo.

4.8. Recursos técnicos y materiales

La elaboración del prototipo de prótesis para un infante requiere de conocimientos obtenidos en el transcurso de la carrera, este modelo activo será sometido a los análisis de movimiento dinámico y estático previamente con la evaluación de cálculos manuales estáticos, al realizar los estudios se obtendrán resultados que permitan validar los materiales utilizados para la fabricación aditiva mediante ingeniería inversa de modo que será sometido a un protocolo de pruebas con los tipos de agarre que soportarán las cargas de movimiento.

4.8.1. Recursos Financieros

En análisis de costos requeridos para la fabricación aditiva y programación del prototipo activo está descrito por dos divisiones, de forma que se especifiquen los instrumentos utilizados permitiendo un fácil entendimiento.

Tabla 4-9: Sistemas del prototipo.

Número de ítem	Sistema
1	MOTRIZ
2	ELÉCTRICO

Realizado por: Moncada E., 2024

4.8.1.1. *Costos Directos*

La siguiente tabla especifica los costos tanto de los materiales utilizados como también de los componentes para la automatización.

Tabla 4-10: Costos de los materiales

DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO	CANTIDAD	SUBTOTAL
PLA	23	1	23
TPU	32	1	32
Giroscopio (MPU 6050)	8.50	1	8.50
Infrarrojo (LM393)	4.5	2	2
Arduino Nano	18	1	18
Baterías LiPo	10	1	10
Cables	0.15	20	3
Cuerda nylon	2.8	1	2.8
Estaño (Metro)	1	1	1
Elástico (Rollo)	0.75	1	0.75
Servomotor Mg90s	12	3	36
Módulo de carga	4.5	1	4.5
Tornillos	0.20	15	3
Taípe	1	1	1
Total			145.55

Realizado por: Moncada E., 2024

4.8.1.2. *Costos herramientas y equipos*

En este apartado se detalla los costos que poseen los equipos individualmente, además de las herramientas que fueron utilizadas durante el proceso de desarrollo.

Tabla 4-11: Costos de herramienta y equipos.

DESCRIPCIÓN	SUBTOTAL (\$)
Alquiler de computador	450
Alquiler de impresora 3D	120
Pinzas	4

Cautín	8.5
Destornilladores	2.5
Multímetro	8.5
Estilete	1.5
Total	595

Realizado por: Moncada E., 2024

4.8.1.3. Costos de mano de obra y Transporte

Tabla 4-12: Costos de mano de obra y transporte

Descripción	Subtotal (\$)
Mano de obra (Diseño y Ensamble)	350
Transporte	50
Subtotal	400

Realizado por: Moncada E., 2024

4.8.1.4. Costo Total Directo

Esto costos son el resultado de los subtotales ya agrupados mencionados anteriormente y detallados en las tablas.

Tabla 4-13: Costo total directo

Costos materiales	145.55
Costo de equipos y herramientas	595
Mano de obra y transporte	400
Costo total directo	1140.55

Realizado por: Moncada E., 2024

4.8.2. Costos Indirectos

Los costos indirectos hacen referencia a costos que no son de tipo físicos detallados previamente en las tablas anteriores.

Tabla 4-14: Costos Indirectos

Descripción	Subtotal
Escaneo 3D	50
Imprevistos	20

Utilidad	0
Total	70

Realizado por: Moncada E., 2024

4.8.3. Costo Total

La tabla de costos total permite obtener un producto neto de todo el proceso partiendo desde el escaneo de la mano real hasta su automatización, permitiendo de esta manera tener un prototipo activo que sea sometido a diferentes tipos de pruebas con el fin de validar por medio de resistencia mecánica y rigidez.

Tabla 4-15: Costo total de prototipo de prótesis.

Costos directos	1140.55
Costos indirectos	70
Total	1210.55

Realizado por: Moncada E., 2024

El costo total del trabajo de integración curricular es de 1210.55 dólares considerando todos los costos directos e indirectos también se puede tomar en consideración que este costo sería para un primer prototipo, pero para una posterior producción en masa el costo sería mucho menor, tomando mejores procesos de elaboración.

CONCLUSIONES

Se concluye que mediante la determinación de los parámetros de funcionalidad es posible observar valores previos de las rotaciones de los dedos mediante ángulos, deformaciones enfocadas en los tipos de agarre más crítico, esfuerzo de Von Mises, Factor de seguridad, tensiones parciales de cada dedo mediante análisis cinemáticos y dinámicos necesarios para la activación de los servomotores, mediante la matriz QFD y la matriz morfológica se obtuvo la guía que permitió desarrollar el diseño enfocados en lo estético, ergonómico y modo de automatizar el prototipo.

El diseño del modelado aprovecha previamente nuevas tecnologías que facilitan el escaneado de una mano real, como lo es KIRI Engine, permitiendo que se obtenga un modelo previo formado por particiones que se dimensiono inicialmente con un programa de fácil acceso como lo es MeshMixer para luego ser trasladado a un software CAD con el que se realizó los acabados y perforaciones que fueron necesarios para la colocación de cuerdas, de esta manera fue posible automatizar el prototipo para su funcionamiento de dos grados de libertad accionándolo por sensores infrarrojos y un giroscopio que aprovecha la rotación del antebrazo restante.

La fabricación aditiva realizada con los materiales divididos, detallado que para las falanges proximales se utilizó TPU por su característica deformable que tras ser moldeada mediante las sujeción de algún tipo de agarre, este volverá a su posición inicial. Por otra parte el resto del prototipo fabricado por PLA podemos observar que este cuenta con la característica de similitud de alto grado pero manteniendo su dureza en mayor porcentaje que el TPU.

La evaluación de los análisis comienza por medio de los cálculos manuales estáticos para determinar desde las tensiones en los 3 ejes, dando como resultados de las curvas de posiciones en z obteniendo que el dedo índice tras su desplazamiento de mm muestra que es el que más se cerrará, velocidad ángulos; este cálculos se realizaron con una toma de tiempo previo que fue necesaria para saber cuánto tiempo demora en cerrarse la mano dado como resultado una velocidad angular máxima de 173.7 deg/s (3.03 rad/s) que corresponde al dedo índice.

En el apartado de velocidad lineal la velocidad máxima obtenida es de 73.35 mm/s que de la misma manera corresponde al dedo medio, resaltando también la velocidad de 69.91 mm/s correspondiente al anular y obteniendo una velocidad menor máxima en el dedo pulgar con un valor de 16.35 mm/s. Una vez obtenidos los valores de las velocidades, se abren las puertas para la obtención de los análisis de aceleración, estos valores son relativamente bajos resaltando al

dedo índice con un valor de 135.5 mm/s² definiéndolo, así como la aceleración máxima tendrá el sistema cuando se realice su accionamiento.

Para concluir finalmente con los análisis MSC, se obtienen valores de las tensiones de forma parcial en cada dedo, empezando por la tensión máxima del dedo pulgar con un valor de 16.76 N presentado como un valor superior debido a que es necesario que ejerza mayor fuerza de sujeción para evitar la caída de los objetos siendo el responsable del 50% del sistema. La tensión total se realizó mediante la interpretación de la resultante de las tensiones parciales generadas por cada dedo con el objetivo de obtener el torque total ejercido para el encendido de los servomotores, de esta manera se establece que el valor de tensión resultante es de 37.66 N.

Finalmente, mediante los tipos de estudios realizados para los tipos de agarre, al obtener ya estos análisis se enfocó en el más crítico, dando como resultado el de agarre de pinza con un valor de deformación de 0,2945 y un factor de seguridad de 3,17 de tal modo que valida al prototipo por medio de resistencia mecánica. El esfuerzo de Von Mises dio como resultado de 31, 24 que valida este mismo elemento por rigidez.

RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar un protocolo de pruebas de mayor amplitud para el prototipo, esto con el fin de llegar a validar el prototipo activo en infantes permitiendo que se realicen diseños a gran escala y para diferentes edades. Además de cubrir la parte ergonómica y la estética, queda abierta las posibilidades para que los nuevos estudios incorporen nuevas formas de automatización.

Permitir que el tipo se generen nuevos tipos de agarre realizando el diseño del pulgar a una inclinación real tomando como referencia estudios primarios que especifiquen el ángulo de inclinación que este mantiene su posición y las formas de desplazamiento en los tres ejes que posee. Con el fin de complementar la parte real de la prótesis.

Es recomendable aumentar la capacidad de la máquina, con el objetivo de obtener una calidad de mallado del elemento: mayor al 0,85 en el promedio, obtener un valor de 1 en el máximo y finalmente que la desviación estándar sea aún más baja 0.10. Este análisis complementario servirá para aumentar la calidad del prototipo para ser sometido a pruebas aplicativas en pacientes.

Generar un manual de usuario con especificaciones y características de que proporciona el prototipo, esta medida dará paso al entendimiento requerido para cuando este elemento necesite de mantenimientos correctivos por deterioro o culminación de la vida útil de cada componente. Finalmente, se recomienda que implemente un servomotor por cada dedo, permitiendo que se realicen desplazamientos con mayor facilidad venciendo al torque mínimo obtenido por medio del software MSC.

BIBLIOGRAFÍA

1. **ALBUJA, S., BYRON M. y SÁNCHEZ, E.** Diseño e implementación en una tarjeta embebida de un algoritmo de control por modos deslizantes (smc) para los ángulos de roll, pitch y yaw de un hexarotor dji f550 (Trabajo de titulación). Escuela Politécnica Nacional, Mecánica, Ingeniería Mecánica. Quito: 2018. pp.127.
2. **ALPALA, D. y POZO, J.** Diseño y construcción de un sistema domótico para controlar dispositivos conectados mediante una red de sensores, a través de un servidor doméstico. [en línea], 2019, (Quito), pp. 4-35. [Consulta: 11 enero 2024]. ISSN 1718812728. Disponible en:<http://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/5081/1/UPS-CYT00109.pdf>.
3. **ANSYS INNOVATION SPACE** *Ansys Innovation Space* [en línea]. 2024. [Consulta: 11 enero 2024]. Disponible en:<https://courses.ansys.com/index.php/courses/structural-simulation/>.
4. **ARANDA, D.** *Electrónica: Plataformas Arduino y Raspberry Pi*. 1a ed. Buenos Aires: Fox Andina, 2014, ISBN 978-987-1949-56-4, pp.66-78.
5. **ARROW** *Los diversos productos de STMicroelectronics lo ayudarán a resolver sus desafíos de diseño* [en línea]. 2017. [Consulta: 11 enero 2024]. Disponible en: <https://www.arrow.com/es-mx/research-and-events/articles/stmicroelectronics-help-you-solve-design-challenges>.
6. **ARROYAVE, C., MAYA, A. y OROZCO, C.** Aplicación de la metodología QFD en el proceso de Ingeniería de requisitos (Trabajo de titulación). UNIVERSIDAD EAFIT, Departamento de Informática y Sistemas, Ingeniería de Sistemas. Medellín: 2007. pp.1-274.
7. **BAEZ, M. y GARCÍA, F.** Diseño y fabricación de la herramienta especial para la extracción derodamientos para la marcha generadora del motor Arriel 1-B (Trabajo de titulación). Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica. Mecánica, Ingeniería Mecánica. Ciudad de México :2009. pp.60-62.
8. **BENITO, J.** Diseño y fabricación mediante impresión 3D de una prótesis de dedo con sensor de fuerzaincorporado (Trabajo de titulación). UNIVERSIDAD DE VALLADOLID, Escuela de Ingenierías Industriales, Grado en Ingeniería Mecánica. Valladolid: 2020. pp.72-73.

9. **BERMEO, D. y BAQUERIZO, J.** Diseño de un prototipo de impresora 3D FDM con capacidad de 4 ejes (Trabajo de titulación). Escuela Superior Politécnica del Litoral, Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción, Ingeniería Mecatrónica. Guayaquil: 2021. pp.10-11.
10. **CACUA, H.** Fabricación y caracterización mecánica de mezclas heterogéneas poliméricas obtenidas mediante el modelado por deposición fundida (3D) (Trabajo de titulación). Universidad de Pamplona, Ingenierías y Arquitectura, Ingeniería Industrial. Colombia: 2018. pp.49-50.
11. **CAMACHO, P.** Desarrollo de una plataforma web para el sistema de gestión de la información de proyectos de fiscalización realizados por la empresa TECNIE, accesible local y remotamente (Trabajo de titulación). Escuela Politécnica Nacional, Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Ingeniería en Electrónica y Redes de la Información. Quito: 2015. pp.145.
12. **CHILLAGANO, A. y MURMINACHO, P.** Diseño y construcción de un prototipo de prótesis biónica para amputación transradial controlada por bio sensores musculares. (Trabajo de titulación). Universidad Politécnica Salesiana, Mecatrónica, Mecatrónica. Quito: 2022. pp.21.
13. **CIFUENTES, M., L.A. y COLABORADORES.** *Órtesis y prótesis*. Quito: Editorial Universitaria, 2002, pp.562.
14. **CORONEL, J.** Diseño de un algoritmo para un eje auto-estabilizador (Trabajo de titulación). Universidad Internacional SEK, Facultad de Ingeniería Mecánica, Ingeniería Mecánica. Quito: 2017. pp.92.
15. **COTEC, F.** *Fabricación aditiva. Design studies*, 24a. Madrid: Fundación Cotec, 2011, ISBN 987-84-92933-15-0, pp.151.
16. **CRUZ, A.** Desarrollo y construcción de prótesis robótica para personas con amputación transradial (Trabajo de titulación). Universidad Autónoma del Estado de México, Mecánica, Ingeniería Mecánica: 2018. pp.127.
17. **ESCOBAR, J. y COBA, S.** Diseño y construcción de un prototipo de prótesis funcional de dos grados de libertad accionado por cables para amputación transradial Trabajo de

titulación). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Mecánica, Ingeniería Mecánica. Riobamba: 2022. pp.14-22.

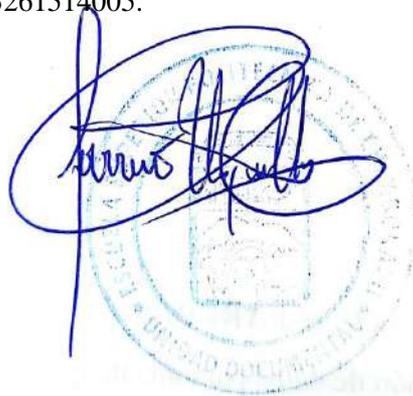
18. **MELO, F. y MERA, A.** Diseño, construcción y pruebas de un prototipo de prótesis de mano transradial de dos grados de libertad controlado por cables y activado por voz (Trabajo de titulación). Escuela Superior Politécnica De Chimborazo, Mecánica, Mecánica. Riobamba: 2023. pp.3-55.
19. **GARCÉS, L.A.** diseño de un mecanismo para controlar el movimiento de flexión - extensión corta para los dedos de una prótesis de mano (Trabajo de titulación). Unisiversidad Técnica de Ambato. Mecánica, Ingeniería Mecánica. Ambato: 2018. pp.13.
20. **GARCÍA, D.F. y MUÑOZ, A.I.** Diseño e implementación de un prototipo de alarma conformada por sensores infrarrojo y de vibración aplicado a la comunidad principalmente a peatones con discapacidad visual y auditiva, instalado al sistema de semaforización. (Trabajo de titulación). Universidad Politécnica Salesiana Sede Guayaquil, Mecatrónica, Mecatrónica. Guayaquil: 2014. pp.119.
21. **GONZÁLES, N.** Diseño y cálculo de una prótesis transradial infantil mediante el análisis por elementos finitos (Trabajo de titulación). Universitat Politècnica De València, Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño, Ingeniería Mecánica. Valencia: 2023. pp.98.
22. **CUESTA, J. y TAMAY, M.** Diseño y construcción de una prótesis para amputación transradial de miembro superior derecho utilizando control mioeléctrico (Trabajo de titulación). Universidad Politécnica Salesiana, Mecatrónica, Mecatrónica. Cuenca: 2022. pp.16-17.
23. **VARGAS, L.** "Caracterización del ABS Utilizado en Procesos de Manufactura Aditiva y el ABS Natural. *Scientia ET Technica* [en línea]", 2020, (S.l.) 25(01), pp. 2344-7214. [Consulta: 22 octubre 2022]. ISSN 2344-7214.
24. **LLERENA, S.** Sistema electrónico para la movilidad de personas invidentes de las facultades de ciencias humanas y jurisprudencia hacia la biblioteca general de la universidad técnica de ambato (Trabajo de titulación). Universidad Técnica De Ambato, Mecánica, Ingeniería Mecánica. Ambato: 2016. pp.12-13.
25. **LOAIZA, J.L.** Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con

cinco grados de libertad (Trabajo de titulación). Universidad Nacional de Colombia. Mecánica, Ingeniería Mecánica. Bogotá: 2012. pp.187

26. **LÓPEZ, G.J., RIVAS, D.R. y PÉREZ, M.F.** "Diseño e Implementación de Software y Hardware de un Registrador de Variables Eléctricas con Comunicaciones Ethernet Basado en Tecnología Arduino y Sistema de Supervisión HMI. *Repositorio ESPE* [en línea]", 2016, (Latacunga) pp. 10. [Consulta: 22 octubre 2022].
27. **MACAS, C. y PILCO, K.** Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Facultad de Mecánica, Ingeniería Industrial (Trabajo de titulación). Riobamba: 2016. pp.3-5.
28. **MALDONADO, G.** Desarrollo de un prototipo de andador-exoesqueleto de 6 grados de libertad para la rehabilitación física de miembros inferiores en infantes dentro del Grupo de Investigación en Bioingeniería GIEBI (Trabajo de titulación). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Mecánica, Mecánica. Riobamba: 2019. pp120.
29. **MARTÍNEZ, J.** Modelado, simulación y análisis conmsc.adams de un sistema de transmisión de parcon ruedas libres (Trabajo de titulación). Escuela Técnica Superior de Ingeniería Universidad de Sevilla, Mecánica, Ingeniería Mecánica. Sevilla: 2018. pp.82.
30. **MERCADO, J.** "Evolución de los softwares de simulación para el Diseño y Construcción en la Industria. [en línea]", 2020, (S.I.) 5 pp. 1333-1343. [Consulta: 22 octubre 2022]. Disponible en:<http://polodelconocimiento.com/ojs/index.php/es>.
31. **MOLINA, U. y PAREDES, P.** Rediseño e implementación de un sistema de control y adquisición de datos para una máquina universal de ensayos (Trabajo de titulación). Escuela Superior Politécnica del Litoral. Mecánica, Mecánica. Guayaquil: 2017. pp.29-30.
32. **ORFELINA, A., MEDINA, H., y ARMIJOS, V.** "Ciencias Técnicas y Aplicadas Artículo de Revisión [en línea]", 2022, (S.I.) 7 pp. 1222-1231. [Consulta: 22 octubre 2022]. Disponible en:<http://polodelconocimiento.com/ojs/index.php/es><https://orcid.org/0000-0002-5111-7968><http://orcid.org/0000-0001-5336-4164><http://orcid.org/0000-0002-3853-3107>.
33. **PANIMBOZA, Á.S.V.** Implementación de un módulo de servo posicionamiento, con controladores de motores, con plc y hmi para el laboratorio de automatización y manipulación automática (Trabajo de titulación). Escuela Superior Politécnica de

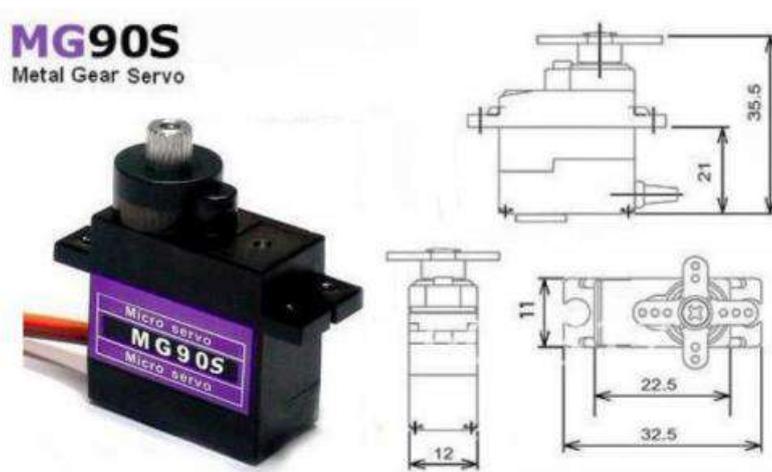
Chimborazo, Mecánica, Mecánica. Riobamba: 2019. pp.86.

34. **RIVERA, F.** Alcances y perspectivas de la implementación de las tecnologías de construcción aditiva en Colombia (Trabajo de titulación). Universidad de Los Andes, Facultad de Ingeniería, Ingeniería Civil y Ambiental. Bogotá: 2018. pp.72.
35. **SALAZAR, P.** Selección de materiales sostenibles para aplicación en un guardafango vehicular (Trabajo de titulación). Universidad Internacional UISEK, Mecánica, Mecánica. Quito: 2022. pp.88-89.
36. **SHANE, E.** *Ansys 2020 R2: Simulation Innovation for the New Normal*. Berlín: Ansys, 2020, pp.1.
37. **TAPIA, C. y MANZANO, H.** Evaluación de la plataforma Arduino e implementación de un sistema de control de posición horizontal (Trabajo de titulación). Universidad Politécnica Salesiana Sede Guayaquil. Guayaquil: 2013. pp.195.
38. **VARGAS, O., FLOR, O. y SUÁREZ, F.,** 2020. Construcción y pruebas de funcionamiento de un prototipo robótico para prótesis humana. [en línea]. S.l.: Disponible en:<https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=573261514005>.



ANEXOS

ANEXO A: ESPECIFICACIONES MG90S SERVO



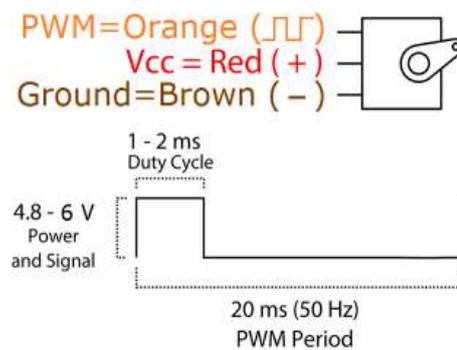
MG90S servo, Metal gear with one bearing

Tiny and lightweight with high output power, this tiny servo is perfect for RC Airplane, Helicopter, Quadcopter or Robot. This servo has *metal gears* for added strength and durability.

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

Specifications

- Weight: 13.4 g
- Dimension: 22.5 x 12 x 35.5 mm approx.
- Stall torque: 1.8 kgf·cm (4.8V), 2.2 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.1 s/60 degree (4.8 V), 0.08 s/60 degree (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V - 6.0 V
- Dead band width: 5 μ s



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

ANEXO B: CÓDIGO DE ARDUINO

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  ServoX.attach(3);
  ServoY.attach(5);
  ServoZ.attach(6);
  init_MPU();
  pinMode(infrarrojo1, INPUT);
  pinMode(infrarrojo2, INPUT);
}

void loop()
{
  FunctionsMPU(); //Ejes X, Y, Z.
  Roll = FunctionsPitchRoll(AcX, AcY, AcZ);
  Pitch = FunctionsPitchRoll(AcY, AcX, AcZ);

  int ServoPitch = map(Pitch, -90, 90, 179, 0);

  if (Pitch < 10){
    delay(50);
    ServoY.write(120);
    ServoX.write(120);
    ServoZ.write(120);//
  }
  valor1=digitalRead(infrarrojo1);
  valor2=digitalRead(infrarrojo2);
  if (valor1==LOW){
    delay(500);
    ServoY.write(100);
    ServoX.write(100);
    ServoZ.write(100);;
  }
}
```

ANEXO C: ESPECIFICACIONES GIROSCOPIO

Primary Differences between MPU-6000 and MPU-6050

Part / Item	MPU-6000	MPU-6050
VDD	2.375V-3.46V	2.375V-3.46V
VLOGIC	n/a	1.71V to VDD
Serial Interfaces Supported	I ² C, SPI	I ² C
Pin 8	/CS	VLOGIC
Pin 9	AD0/SDO	AD0
Pin 23	SCL/SCLK	SCL
Pin 24	SDA/SDI	SDA

5.1 Gyroscope Features

The triple-axis MEMS gyroscope in the MPU-60X0 includes a wide range of features:

- Digital-output X-, Y-, and Z-Axis angular rate sensors (gyroscopes) with a user-programmable full-scale range of ± 250 , ± 500 , ± 1000 , and $\pm 2000^\circ/\text{sec}$
- External sync signal connected to the FSYNC pin supports image, video and GPS synchronization
- Integrated 16-bit ADCs enable simultaneous sampling of gyros
- Enhanced bias and sensitivity temperature stability reduces the need for user calibration
- Improved low-frequency noise performance
- Digitally-programmable low-pass filter
- Gyroscope operating current: 3.6mA
- Standby current: 5 μ A
- Factory calibrated sensitivity scale factor
- User self-test

6.1 Gyroscope Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = $1.8V \pm 5\%$ or VDD, $T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
GYROSCOPE SENSITIVITY						
Full-Scale Range	FS_SEL=0 FS_SEL=1 FS_SEL=2 FS_SEL=3		± 250 ± 500 ± 1000 ± 2000		$^\circ/\text{s}$ $^\circ/\text{s}$ $^\circ/\text{s}$ $^\circ/\text{s}$	
Gyroscope ADC Word Length			16		bits	
Sensitivity Scale Factor	FS_SEL=0 FS_SEL=1 FS_SEL=2 FS_SEL=3		131 65.5 32.8 16.4		LSB/($^\circ/\text{s}$) LSB/($^\circ/\text{s}$) LSB/($^\circ/\text{s}$) LSB/($^\circ/\text{s}$)	
Sensitivity Scale Factor Tolerance	25 $^\circ\text{C}$	-3		+3	%	
Sensitivity Scale Factor Variation Over Temperature			± 2		%	
Nonlinearity	Best fit straight line; 25 $^\circ\text{C}$		0.2		%	
Cross-Axis Sensitivity			± 2		%	
GYROSCOPE ZERO-RATE OUTPUT (ZRO)						
Initial ZRO Tolerance	25 $^\circ\text{C}$		± 20		$^\circ/\text{s}$	
ZRO Variation Over Temperature	-40 $^\circ\text{C}$ to +85 $^\circ\text{C}$		± 20		$^\circ/\text{s}$	
Power-Supply Sensitivity (1-10Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		$^\circ/\text{s}$	
Power-Supply Sensitivity (10 - 250Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		$^\circ/\text{s}$	
Power-Supply Sensitivity (250Hz - 100kHz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		4		$^\circ/\text{s}$	
Linear Acceleration Sensitivity	Static		0.1		$^\circ/\text{s/g}$	
SELF-TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	1
GYROSCOPE NOISE PERFORMANCE	FS_SEL=0					
Total RMS Noise	DLPFCFG=2 (100Hz)		0.05		$^\circ/\text{s-rms}$	
Low-frequency RMS noise	Bandwidth 1Hz to 10Hz		0.033		$^\circ/\text{s-rms}$	
Rate Noise Spectral Density	At 10Hz		0.005		$^\circ/\text{s}/\sqrt{\text{Hz}}$	
GYROSCOPE MECHANICAL FREQUENCIES						
X-Axis		30	33	36	kHz	
Y-Axis		27	30	33	kHz	
Z-Axis		24	27	30	kHz	
LOW PASS FILTER RESPONSE	Programmable Range	5		256	Hz	
OUTPUT DATA RATE	Programmable	4		8,000	Hz	
GYROSCOPE START-UP TIME	DLPFCFG=0					
ZRO Settling (from power-on)	to $\pm 1^\circ/\text{s}$ of Final		30		ms	

1. Please refer to the following document for further information on Self-Test: MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
CERTIFICADO DE CUMPLIMIENTO DE LA GUÍA PARA
NORMALIZACIÓN DE TRABAJOS DE FIN DE GRADO

Fecha de entrega: 06/ 12 / 2024

INFORMACIÓN DEL AUTOR
Nombres – Apellidos: Edgar Alfredo Moncada Anchaluiza
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: Mecánica
Carrera: Mecánica
Título a optar: Ingeniero Mecánico
 Ing. John German Vera Luzuriaga Director del Trabajo de Titulación
 Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba Asesor del Trabajo de Titulación