



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

**“DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA MÓVIL
PARA TRANSFERENCIA DE CALOR EN PACIENTES CON
AMPUTACIONES TRANSRADIAL PARA EL GRUPO DE
INVESTIGACIÓN IDIPM-001”**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

AUTORES:

BRYAN ALEXANDER IDROVO CANDO

MICHAEL ANDRES CARREÑO TAXI

Riobamba – Ecuador

2024



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

**“DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA MÓVIL
PARA TRANSFERENCIA DE CALOR EN PACIENTES CON
AMPUTACIONES TRANSRADIAL PARA EL GRUPO DE
INVESTIGACIÓN IDIPM-001”**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

AUTORES:

BRYAN ALEXANDER IDROVO CANDO

MICHAEL ANDRES CARREÑO TAXI

DIRECTOR: ING. RAMIRO FERNANDO ISA JARA, PhD

Riobamba – Ecuador

2024

© 2024, **Bryan Alexander Idrovo Cando & Michael Andres Carreño Taxi**

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

Nosotros, Bryan Alexander Idrovo Cando y Michael Andres Carreño Taxi, declaramos que el presente Trabajo de Integración Curricular es de nuestra autoría y los resultados de este son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autores asumimos 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, 09 de abril de 2024






Bryan Alexander Idrovo Cando
060517171-9



Michael Andres Carreño Taxi
230056678-9

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: El Trabajo de Integración Curricular; Tipo: Proyecto Técnico, **“DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA MÓVIL PARA TRANSFERENCIA DE CALOR EN PACIENTES CON AMPUTACIONES TRANSRADIAL PARA EL GRUPO DE INVESTIGACIÓN IDIPM-001”**, realizado por los señores: **BRYAN ALEXANDER IDROVO CANDO Y MICHAEL ANDRES CARREÑO TAXI**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del 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
Ing. Jose Luis Morales Gordon PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2024-04-09
Ing. Ramiro Fernando Isa Jara DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2024-04-09
Ing. Mayra Alejandra Pacheco Cunduri ASESORA DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2024-04-09

DEDICATORIA

Quiero dedicar este trabajo de titulación a quienes han sido mi inspiración y apoyo incondicional. En primer lugar, a Dios por su constante guía en mi vida. A mi querida bisabuela Blanca Lida Murillo, cuyo amor y ejemplo desde el cielo han sido mi fuerza para seguir adelante. A mis amados padres, Sofía Cando Y Felipe Idrovo, quienes han sido el fundamento de mi existencia, brindándome su amor y enseñándome que con trabajo duro y perseverancia se pueden cumplir los sueños, gracias por inculcarme valores que han moldeado mi carácter y por estar siempre a mi lado. Con profundo amor este logro también es suyo.

Bryan

Dedico con todo mi corazón este proyecto de titulación a mi madre Ana por haberme inculcado valores, los cuales me han ayudado para seguir adelante, por todo el esfuerzo y sacrificio para brindarme todo el amor y apoyo incondicional para así culminar esta etapa de mi vida. A su vez, le dedico a mi padre Raul quien me llenó de grandes enseñanzas y haber forjado la persona que soy en la actualidad, por todo el esfuerzo y haberme acompañado en todo este nuevo período de superación.

Michael

AGRADECIMIENTO

Agradezco al grupo de investigación IDIPM-001 por brindarme acceso a su laboratorio y herramientas, lo cual fue fundamental para la realización de este trabajo de titulación. Expreso mi profundo agradecimiento a mis queridos tíos y familiares, quienes me han enseñado con su carisma, alegría y humildad que es posible superar los obstáculos de la vida. Agradezco también a mis amigos, conocidos, ingenieros y entrenador por cada momento compartido y por su constante apoyo, que me ha motivado a seguir adelante día tras día. Finalmente, extendo mi gratitud a mis padres y a Dios por su inquebrantable amor, cuidado y orientación, que han sido la luz en mi camino hacia el bien y la sabiduría.

Bryan

En primer lugar doy gracias a Dios, por darme la fuerza durante todo mi proceso educativo, a mis padres por siempre estar presente en mi diario vivir tanto en mi cabeza como en mi corazón, a mis hermanos Jenniffer, Joel, Mayté y Gregorio quienes me brindaron su aliento al perseguir este nuevo sueño, el cual en la presente fecha puedo decir con orgullo que es una realidad, a Cristian por ser una parte importante de mi vida, compartir sus conocimientos, su presencia y su paciencia al guiarme por esta fase. Por último, agradezco a mis amigos por siempre compartirme su impulso para poder continuar.

Michael

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE ANEXOS	xix
RESUMEN.....	xx
SUMMARY / ABSTRACT.....	xxi
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1. Diagnóstico del problema	3
1.1 Antecedentes	3
1.2 Formulación del Problema	4
1.3 Sistematización del Problema	4
1.4 Justificación Teórica	5
1.5 Justificación Aplicativa.....	6
1.6 Objetivos	8
<i>1.6.1 Objetivo General.....</i>	<i>8</i>
<i>1.6.2 Objetivos Específicos.....</i>	<i>8</i>

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO	9
2.1 Extremidad Artificial (Prótesis).....	9
<i>2.1.1 Definición</i>	<i>9</i>
<i>2.1.2 Contexto Histórico.....</i>	<i>9</i>
<i>2.1.2.1 Antigüedad</i>	<i>9</i>
<i>2.1.2.2 Edad Media</i>	<i>10</i>
<i>2.1.2.3 Renacimiento.....</i>	<i>11</i>
<i>2.1.2.4 Revolución Industrial y Siglo XX.....</i>	<i>11</i>

2.1.2.5	<i>Siglo XXI</i>	13
2.1.3	<i>Categorización de las prótesis en extremidades superiores.</i>	13
2.1.3.1	<i>Según la Función</i>	14
2.1.3.2	<i>Según el material y la tecnología</i>	15
2.1.3.3	<i>Según la etapa de uso</i>	18
2.2	<i>Amputación</i>	18
2.2.1	<i>Definición</i>	18
2.2.1.1	<i>Niveles de amputación de extremidad superior</i>	18
2.3	<i>Fabricación Aditiva de Prótesis</i>	20
2.3.1	<i>Definición</i>	20
2.3.2	<i>Método de fabricación</i>	21
2.3.3	<i>Tipos de Impresoras</i>	22
2.3.3.1	<i>Por Deposición Fundida o FDM.</i>	22
2.3.3.2	<i>Por sinterizado selectivo por Láser o SLS</i>	23
2.3.4	<i>Tipos de materiales para la Impresión 3D</i>	24
2.3.4.1	<i>PLA</i>	24
2.3.4.2	<i>ABS</i>	24
2.3.4.3	<i>PVA</i>	25
2.3.4.4	<i>TPE</i>	26
2.3.4.5	<i>PC</i>	26
2.4	<i>Software en el diseño de prótesis</i>	28
2.4.1	<i>Programas de diseño asistido por computadora (CAD)</i>	28
2.4.1.1	<i>Autodesk Fusion 360</i>	28
2.4.1.2	<i>SOLIDWORKS</i>	29
2.4.1.3	<i>Autodesk Inventor</i>	29
2.4.2	<i>Software para impresión 3D.</i>	31
2.4.2.1	<i>Simplify3D</i>	31
2.4.2.2	<i>UltiMaker Cura</i>	31
2.4.3	<i>Software especializado en fotogrametría y modelado tridimensional</i>	32

2.4.3.1	<i>Autodesk ReCap Photo</i>	32
2.4.3.2	<i>RealityCapture</i>	33
2.4.4	IDE Arduino	33
2.4.5	Software Maestro Servo Controller (Pololu)	33
2.5	Sensores	34
2.5.1	Definición	34
2.5.2	Clasificación de los Sensores	35
2.5.3	Tipos de sensores	36
2.6	Señales Electromiográficas (EMG)	38
2.6.1	Definición	38
2.6.2	Adquisición y ajuste de señales electromiográficas	38
2.6.3	Preprocesamiento de los datos	39
2.7	Celda de Peltier	40
2.7.1	Definición	40
2.7.2	Estructura de la Celda de Peltier	40
2.7.3	Principio de Funcionamiento	41
2.8	Hardware para una prótesis mioeléctrica	42
2.8.1	Sensores Musculares	42
2.8.1.1	<i>Myoware</i>	42
2.8.1.2	<i>Brazalete Myo armband</i>	42
2.8.2	Sensores de temperatura	43
2.8.2.1	<i>Sensor SHT25</i>	43
2.8.2.2	<i>Sensor DHT22</i>	44
2.8.3	Servocontrolador USB Maestro	45
2.8.4	3D Scanner 2.0 de XYZ Printing	46
2.8.5	Baterías Lipo o fuentes de alimentación	46
2.8.6	Regulador de voltaje Buck	47
2.8.7	Estructura de la Prótesis	47

CAPÍTULO III

3.	MARCO METODOLÓGICO.....	49
3.1	Metodología para el desarrollo de una prótesis mioeléctrica con transferencia de calor. 49	
3.2	Requerimientos del prototipo de prótesis mioeléctrica transradial con transferencia de calor.	50
3.3	Enfoque global para el diseño de hardware del prototipo.....	50
3.4	Elección del paciente.....	51
3.4.1	<i>Dimensiones Anatómicas de la mano del paciente</i>	<i>51</i>
3.4.2	<i>Dimensiones Anatómicas de la extremidad amputada del paciente.....</i>	<i>52</i>
3.5	Hardware.....	53
3.5.1	<i>Componentes Físicos.....</i>	<i>53</i>
3.5.1.1	<i>Micro Servomotor Tower Pro MG90S.....</i>	<i>54</i>
3.5.1.2	<i>Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller (Assembled)</i>	<i>55</i>
3.5.1.3	<i>Batería Lipo</i>	<i>57</i>
3.5.1.4	<i>Modulo Reductor de Voltaje 3A LM2596 ajustable (STEP DOWN BACK)</i>	<i>58</i>
3.5.1.5	<i>Tarjeta de Desarrollo Arduino Nano.....</i>	<i>59</i>
3.5.1.6	<i>Sensor de temperatura SHT25</i>	<i>59</i>
3.5.1.7	<i>Sensor mioeléctrico MYOWARE EMG</i>	<i>60</i>
3.5.2	<i>Diseño Mecánico de la prótesis.....</i>	<i>61</i>
3.5.2.1	<i>Escaneo del miembro ausente y del miembro contralateral.....</i>	<i>61</i>
3.5.2.2	<i>Ajuste de los archivos escaneados para obtener el muñón.....</i>	<i>63</i>
3.5.2.3	<i>Diseño de la mano en Meshmixer de Autodesk.....</i>	<i>64</i>
3.5.2.4	<i>Diseño de inserción de elásticos para el movimiento de la mano en Fusion 360 de Autodesk.66</i>	
3.5.2.5	<i>Diseño del muñón y antebrazo del paciente en Fusion 360 de Autodesk.</i>	<i>67</i>
3.6	Software	69
3.6.1	<i>Adquisición de señales sensor MYOWARE EMG.</i>	<i>69</i>
3.6.1.1	<i>Posicionamiento del sensor Myoware.....</i>	<i>69</i>

3.6.1.2	<i>Corrección de la señal electromiográfica muscular (EMG).....</i>	72
3.6.2	<i>Programación del Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller (Assembled)</i>	72
3.6.3	<i>Programación en Arduino</i>	76
3.6.3.1	<i>Instalación de Librerías.</i>	77
3.6.3.2	<i>Ajuste de los sensores de temperatura de alta precisión SHT25</i>	78
3.7	Circuitos Electrónicos.....	80
3.7.1.1	<i>Alimentación del Circuito</i>	80
3.7.1.2	<i>Circuito electrónico del sistema de control para los actuadores.</i>	80
3.7.1.3	<i>Circuito electrónico del sistema de control para el sensado de temperatura.....</i>	81
3.7.1.4	<i>Diseño Esquemático y Placa PCB para el sensor SHT25</i>	82
3.7.1.5	<i>Diseño Esquemático para el control de la Celda de Peltier para la transferencia de calor. 83</i>	83
3.7.1.6	<i>Representación gráfica del circuito utilizado en la prótesis.....</i>	84
3.8	Impresión 3D	85

CAPÍTULO IV

4.	Análisis e interpretación de resultados.....	87
4.1	Dimensiones Anatómicas de la prótesis mioeléctrica transradial y la extremidad natural izquierda del paciente.....	87
4.2	Validación de medición de temperatura del sensor SHT25	90
4.3	Latencia de la Prótesis Mioeléctrica Transradial.....	92
4.4	Temperatura de la Celda Peltier	95
4.5	Consumo energético del dispositivo electromecánico	98
4.5.1	<i>Consumo energético del dispositivo durante su operación y funcionamiento.....</i>	99
4.5.2	<i>Duración operativa de la batería.</i>	100
4.6	Análisis comparativo de precios entre la prótesis mioeléctrica transradial desarrollada y otras disponibles en el mercado.....	101

CONCLUSIONES.....	103
RECOMENDACIONES.....	105
BIBLIOGRAFÍA	
ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2-1: Características esenciales y usos destacados de los filamentos utilizados en la impresión 3D.....	27
Tabla 2-1: Características esenciales y usos destacados de los filamentos utilizados en la impresión 3D.....	28
Tabla 2-2: Ventajas y Desventajas de los programas asistidos por computadora (CAD).....	30
Tabla 2-3: Ventajas y Desventajas de los programas para impresión 3D.....	32
Tabla 2-4: Ventajas y Desventajas de los programas para impresión 3D.....	33
Tabla 2-5: Clasificación de los sensores	35
Tabla 2-5: Clasificación de los sensores	36
Tabla 2-6: Tipos de Sensores	36
Tabla 2-6: Tipos de Sensores	37
Tabla 2-7: Sensores de temperatura para una prótesis mioeléctrica	45
Tabla 3-1: Datos generales del paciente	51
Tabla 3-2: Medidas anatómicas de la mano del paciente.....	52
Tabla 3-3: Medidas anatómicas de la extremidad afectada del paciente	52
Tabla 3-4: Especificaciones del micro servomotor MG90S	54
Tabla 3-5: Especificaciones del Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller	55
Tabla 3-6: Características de una batería con capacidad de 450mAh.....	57
Tabla 3-7: Características de un regulador de voltaje LM2596.....	58
Tabla 3-8: Características de la tarjeta de Desarrollo Arduino Nano	59
Tabla 3-9: Características del sensor de temperatura SHT25	60
Tabla 3-10: Características del sensor muscular MYOWARE EMG	61
Tabla 3-11: Formato de información en el controlador	73
Tabla 3-12: Pines asignados al controlador	74
Tabla 4-1: Comparativa entre las medidas de la prótesis mioeléctrica transradial y la extremidad izquierda.....	87
Tabla 4-2: Porcentaje de error y precisión de la prótesis mioeléctrica	89

Tabla 4-3: Pruebas de medición de Temperatura.....	91
Tabla 4-4: Tiempo de Respuesta del Sensor EMG	93
Tabla 4-5: Prueba t de Student en el tiempo de Latencia del sensor EMG y servomotores.	95
Tabla 4-6: Temperatura de la Celda Peltier	95
Tabla 4-6: Temperatura de la Celda Peltier	96
Tabla 4-7: Tiempo que sube y baja temperaturas altas a 1°C	96
Tabla 4-7: Tiempo que sube y baja temperaturas altas a 1°C	97
Tabla 4-8: Prueba t de Student del tiempo que sube o baja la temperatura en la Celda Peltier.	97
Tabla 4-9: Consumo energético del dispositivo.....	99
Tabla 4-10: Precio total de la prótesis mioeléctrica transradial	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1-1: Esquema de etapas de adquisición y control de señales	7
Ilustración 2-1: Prótesis Egipcia de la antigüedad.	10
Ilustración 2-2: Prótesis en la Edad media para discapacidad.....	10
Ilustración 2-3: Prótesis de pierna en el renacimiento.....	11
Ilustración 2-4: Prótesis de pierna en la revolución industrial	12
Ilustración 2-5: Extremidad Artificial en el siglo XX.....	12
Ilustración 2-6: Prótesis en el siglo XX.....	13
Ilustración 2-7: Prótesis cosmética de miembro superior.....	14
Ilustración 2-8: Prótesis funcional de mano	15
Ilustración 2-9: Prótesis mecánica con apertura y cierre de la mano	15
Ilustración 2-10: Prótesis Eléctrica de Extremidad Superior.....	16
Ilustración 2-11: Prótesis policéntrica neumática de cuatro ejes.....	17
Ilustración 2-12: Prótesis de miembro superior híbrida	17
Ilustración 2-13: Niveles de amputación de extremidades superiores	19
Ilustración 2-14: Prótesis transradial o por debajo del codo	19
Ilustración 2-15: Amputación transhumeral.....	20
Ilustración 2-16: Impresora y Fabricación Aditiva	21
Ilustración 2-17: Proceso para la Impresión 3D	22
Ilustración 2-18: Impresora por Deposición Fundida.....	23
Ilustración 2-19: Impresora por sinterizado selectivo por láser	23
Ilustración 2-20: Objeto impreso en PLA.	24
Ilustración 2-21: Filamento ABS de color.	25
Ilustración 2-22: Filamento PVA.	25
Ilustración 2-23: Impresión realizada en TPE.....	26
Ilustración 2-24: Fusion 360 herramienta CAD/CAM.....	29
Ilustración 2-25: SOLIDWORKS 2021.	29
Ilustración 2-26: Diseño ensamblado en Autodesk inventor.....	30

Ilustración 2-27: Software de fabricación aditiva Simplify3D.....	31
Ilustración 2-28: software UltiMaker Cura	31
Ilustración 2-29: Captura tridimensional mediante ReCap Photo	32
Ilustración 2-30: Interfaz Web de Pololu para el control de servomotores	34
Ilustración 2-31: Sensor de presión barométrica y sensor de movimiento.....	34
Ilustración 2-32: Registro de señales EMG al momento de contraer los bíceps.	38
Ilustración 2-33: Señales electromiográficas en los biceps.	39
Ilustración 2-34: Procesamiento de datos obtenido de un sensor electromiográfico.....	39
Ilustración 2-35: Celda de Peltier TEC112710	40
Ilustración 2-36: Estructura de la Celda Peltier.....	41
Ilustración 2-37: Operación de un Celda Peltier	41
Ilustración 2-38: Sensor Muscular Myoware	42
Ilustración 2-39: Brazaletes Myo armband.....	43
Ilustración 2-40: Sensor de temperatura y humedad SHT25.....	44
Ilustración 2-41: Sensor de temperatura y humedad DHT22	44
Ilustración 2-42: Servocontrolador USB Maestro.....	45
Ilustración 2-43: 3D Scanner 2.0 de XYZ printing	46
Ilustración 2-44: Batería Lipo	47
Ilustración 2-45: Conversor Step-Down.....	47
Ilustración 2-46: Estructura prótesis mioeléctrica.....	48
Ilustración 3-1: Concepción universal del prototipo de la prótesis EMG	50
Ilustración 3-3: Micro Servomotor elegido para el mecanismo de apertura y cierre de mano..	54
Ilustración 3-4: Esquema de bloques del Hardware para la prótesis.....	56
Ilustración 3-5: Esquema de bloques del Hardware para la prótesis.....	57
Ilustración 3-6: Módulo Reductor de Voltaje LM2596.....	58
Ilustración 3-7: Sensor de temperatura y humedad SHT25.....	60
Ilustración 3-8: Sensor Myoware EMG.	61
Ilustración 3-9: Escaneo de la extremidad natural izquierda.....	62
Ilustración 3-10: Escaneo de la extremidad faltante.....	63

Ilustración 3-11: Extremidad faltante escaneada del paciente.....	63
Ilustración 3-13: Herramientas utilizadas para esculpir la mano escaneada del paciente.	65
Ilustración 3-14: Mano tratada en Meshmixer.	65
Ilustración 3-15: Cortes de 45° en cada dedo y Orificios para la unión con los servomotores.	66
Ilustración 3-16: Diseño de la inserción de elásticos para el movimiento de la mano.....	67
Ilustración 3-17: Diseño del muñón del paciente.....	68
Ilustración 3-18: Montaje de toda la extremidad diseñada.....	68
Ilustración 3-19: Adquisición y procesamiento de señales EMG.....	69
Ilustración 3-20: Colocación del sensor Myoware sobre el músculo bíceps.....	70
Ilustración 3-21: Señales generadas dentro del músculo según la ubicación.	71
Ilustración 3-22: Comparación entre la Señal EMG sin rectificar y la Señal EMG rectificada.	72
Ilustración 3-23: Manual de Polulo, configuración inicial de los canales.....	73
Ilustración 3-24: Valor de los servomotores en estado sin carga.	74
Ilustración 3-25: Valor de los servomotores en estado sin carga.	75
Ilustración 3-26: Activación de los servomotores por las señales EMG del paciente.....	76
Ilustración 3-27: Instalación de la librería SHT2X.	77
Ilustración 3-28: Declaración de librerías Wire y SHT2X.	77
Ilustración 3-29: Diagrama de flujo para los sensores de temperatura y Celda Peltier.....	79
Ilustración 3-30: Esquema gráfico que muestra la alimentación de los circuitos.	80
Ilustración 3-31: Enlace entre el controlador y los servomotores.....	81
Ilustración 3-32: Enlace entre el controlador y los servomotores.....	82
Ilustración 3-33: Diseño esquemático del sensor SHT25.....	83
Ilustración 3-34: Diseño y Montaje de la placa PCB	83
Ilustración 3-35: Diseño del circuito elaborado para el control de la Celda Peltier	84
Ilustración 3-36: Representación gráfica de los circuitos utilizados	85
Ilustración 3-37: Impresiones en 3D de la prótesis mioeléctrica.....	86
Ilustración 4-1: Exactitud del Diseño de la Prótesis EMG.....	88
Ilustración 4-2: Error y Precisión porcentual del Diseño de la Prótesis EMG.....	89

Ilustración 4-3: Exactitud del Diseño de la Prótesis EMG.....	90
Ilustración 4-4: Comparación de temperatura entre los dispositivos.	92
Ilustración 4-5: Tiempo de respuesta del sensor EMG y Servomotores.	94
Ilustración 4-6: Tiempo de respuesta del sensor EMG y Servomotores.	95
Ilustración 4-7: Control de la Celda Peltier en función del tiempo.....	98
Ilustración 4-8: Paciente utilizando la prótesis mioeléctrica.....	102

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: CARACTERÍSTICAS DEL SENSOR MYOWARE EMG

ANEXO B: CARACTERÍSTICAS DEL SENSOR DE TEMPERATURA Y HUMEDAD SHT25

ANEXO C: CARACTERÍSTICAS DEL MICROCONTROLADOR ARDUINO NANO

ANEXO D: DISEÑO ESTRUCTURAL DE LA MANO REALIZADO EN MESHMIXER

ANEXO E: DISEÑO ESTRUCTURAL DEL SOCKET, ANTEBRAZO Y MUÑÓN EN AUTODESK FUSION 360

ANEXO F: IMPRESIÓN 3D EN SIMPLIFY SOFTWARE

ANEXO G: PROGRAMACIÓN PARA LOS SENSORES SHT25 Y CONTROL DE LA CELDA PELTIER

ANEXO H: RESULTADO FINAL DE LA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA TRANSRADIAL

RESUMEN

El presente trabajo tuvo como finalidad el desarrollo de una prótesis mioeléctrica móvil de bajo costo con la integración de un sistema electrónico para transferencia de calor entre dispositivos externos y pacientes con amputaciones transradiales. El proceso de desarrollo inició con la digitalización tanto de la extremidad no afectada como de la amputación utilizando tecnología de escaneo 3D. Para el diseño del prototipo se utilizó el software Meshmixer y FUSION 360. La fabricación de los elementos de la prótesis se realizó mediante impresión 3D, empleando una combinación de materiales como PLA y TPU para lograr la resistencia y flexibilidad adecuada en su uso. El circuito electrónico se compuso principalmente de tres servomotores, dos sensores de temperatura SHT25, un sensor Myoware, un microcontrolador Arduino Nano, un Micro Servocontrolador (Polulo), un regulador de voltaje, batería de 450 mAh y un circuito diseñado para controlar la temperatura de la Celda Peltier. Estos componentes fueron distribuidos estratégicamente en la prótesis utilizando el espacio disponible entre la mano, brazo y muñón. La programación realizada en Maestro Control Center incluyó una fase de calibración de señales musculares del paciente para detectar y responder a los estímulos musculares. Además, el Arduino Nano permitió controlar la temperatura de la prótesis utilizando la Celda Peltier para salvaguardar la integridad del paciente y del dispositivo. Mediante el análisis estadístico se obtuvo una latencia promedio de 250.7 milisegundos y un margen de error porcentual de 1.23% en la medición de temperatura. El costo total del prototipo se estimó en \$837.52, lo cual fue relevante en función de su accesibilidad económica. Las pruebas de funcionamiento se realizaron en un paciente con este tipo de amputación, donde se pudo comprobar que la prótesis fue funcional y óptima para su implementación.

Palabras clave: <DISEÑO CAD>, < AMPUTACIÓN TRANSRADIAL>, <LATENCIA>, <FABRICACIÓN ADITIVA>, <CELDA PELTIER>, <ACTIVACIÓN MUSCULA>, <BIOMED >, < PRÓTESIS MIOELÉCTRICA>.

0424-DBRA-UPT-2024



SUMMARY / ABSTRACT

This work aimed to develop a low-cost mobile myoelectric prosthesis by integrating an electronic system for heat transfer between external devices and patients with trans-radial amputations. The development process began with digitizing the unaffected limb and the amputation using 3D scanning technology. The Meshmixer and FUSION 360 software were used to design the prototype. The prosthesis elements were manufactured using 3D printing, using a combination of materials such as PLA and TPU to achieve adequate resistance and flexibility. The electronic circuit was mainly composed of three servo motors, two SHT25 temperature sensors, a Myoware sensor, an Arduino Nano microcontroller, a Micro Servo Controller (Polulo), a voltage regulator, a 450 mAh battery, and a circuit designed to control the temperature of the Peltier Cell. These components were strategically distributed in the prosthesis using the space between the hand, arm, and stump. The programming carried out in the Maestro Control Center included a calibration phase of the patient's muscle signals to detect and respond to muscle stimuli. In addition, the Arduino Nano allowed the temperature of the prosthesis to be controlled using the Peltier Cell to safeguard the integrity of the patient and the device. Statistical analysis obtained an average latency of 250.7 milliseconds and a percentage margin of error of 1.23% in the temperature measurement. The total cost of the prototype was estimated at \$837.52, which was relevant based on its economic accessibility. The functional tests were carried out on a patient with this type of amputation, where it was possible to verify that the prosthesis was functional and optimal for its implementation.

Keywords: <CAD DESIGN>, <TRANS-RADIAL AMPUTATION>, <LATENCY>, <ADDITIVE MANUFACTURING>, <PELTIER CELL>, <MUSCLE ACTIVATION>, <BIOMED>, <MYOELECTRIC PROSTHESIS>.



Prof. Nelly Padilla P. Mgs

0603818717

DOCENTE FIE

INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia de la fabricación de prótesis, el ser humano ha desarrollado dispositivos capaces de sustituir o reemplazar a una extremidad ya sea superior o inferior, mejorando así la calidad de vida y la inclusión social de las personas con algún tipo de amputación. En el caso de las amputaciones transradiales, las primeras prótesis fueron construidas con hierro para que puedan soportar los conflictos bélicos o guerras de la época. En la actualidad se desarrollan prótesis móviles en base a las señales mioeléctricas (EMG) generadas en los músculos para la ejecución de movimientos similares a una extremidad natural. La investigación en prótesis mioeléctricas prioriza las extremidades superiores debido a que esta parte anatómica del cuerpo humano no soporta el mismo índice de peso que un miembro inferior.

La mayoría de las pérdidas de miembros superiores son el resultado de una enfermedad congénita, disminución del flujo sanguíneo hacia la extremidad, tumores, diabetes y eventos traumáticos como accidentes en el área laboral o de tránsito. De acuerdo con datos obtenidos en la actualidad por el CONADIS (Consejo de Discapacidades en Ecuador), se asume que 215.706 sufren algún tipo de discapacidad física en el país, de los cuales 1308 son habitantes de la provincia de Chimborazo. («Estadísticas de Discapacidad – Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades» [2024])

En el año 2012, en la Universidad de Córdoba, se fabricó una prótesis robótica de aluminio para personas con amputaciones de extremidad superior. Esta prótesis utiliza las señales mioeléctricas como señales de control para activar servomotores que imitan los movimientos de una extremidad natural. Por otra parte, la prótesis genera los movimientos en base a las contracciones musculares, las cuales son captadas por electrodos superficiales colocados sobre la piel. Según investigaciones realizadas en la actualidad, la electromiografía es una opción eficaz y fiable para adquirir las señales de control, debido a que las prótesis con accionamiento mecánico resultan ser incómodas, inadecuadas y molestas para el paciente causando malestar en su diario vivir.

En la actualidad una prótesis para extremidad superior oscila entre \$2500-\$6500 dólares dependiendo de los materiales utilizados y su grado de personalización. Por otra parte, una prótesis mioeléctrica sin transferencia de calor oscila entre \$19377.54- \$26915.25 dólares dependiendo del grado de movilidad que posea y sus funcionalidades.

El presente proyecto de integración curricular se centra en el “Desarrollo de una prótesis mioeléctrica móvil para transferencia de calor en pacientes con amputaciones transradial para el

grupo de investigación IDIPM-001”. Su objetivo principal es la creación de una prótesis accesible económicamente que permita a los pacientes realizar movimientos como apertura y cierre de la mano. También, se busca mejorar la sensibilidad del paciente mediante la transferencia de temperatura, lo que no solo cuida la integridad del usuario y de la prótesis, sino que también satisface las necesidades estéticas al ofrecer un diseño similar y personalizado de una extremidad natural. Este proyecto busca ofrecer una solución funcional y tecnológica al paciente. Finalmente, acorde a investigaciones recientes, el funcionamiento de la prótesis se controlará utilizando señales electromiográficas para la activación del sistema electrónico que controlan los servomotores que ejecutan los movimientos establecidos. Para la transferencia de calor, se usan sensores de alta precisión y una Celda de Peltier, los cuales permitirán mantener intervalos adecuados de temperatura garantizando la seguridad e integridad del paciente.

CAPÍTULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

1.1 Antecedentes

En la actualidad la pérdida parcial de una extremidad superior ocasionada por accidentes, enfermedades o causas congénitas se los observa frecuentemente tanto en niños como adultos. Las amputaciones de alguna extremidad provocan problemas en las personas como exclusión de la sociedad, acoso escolar, baja autoestima y depresión.

En el día a día todas las personas hacen uso de sus extremidades para diferentes actividades cotidianas lo que conlleva que sean dependientes de las mismas y de los movimientos que puedan realizar con sus respectivas extremidades. Por ello, EL DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA MÓVIL PARA TRANSFERENCIA DE CALOR EN PACIENTES CON AMPUTACIONES TRANSRADIAL PARA EL GRUPO DE INVESTIGACIÓN IDIPM-001 tiene la finalidad de relevar la pérdida de alguna de sus extremidades superiores.

A mediados del siglo XX se utilizan las señales Mioeléctricas como señales de control para distintos diseños de prótesis móviles actuadas por servomotores. Gracias a los avances tecnológicos se ha logrado mejorar la calidad y la eficiencia de las prótesis, así como la fabricación de sistemas protésicos, que funcionan como extensiones de algún miembro del cuerpo humano brindando así características básicas como: Multifuncionalidad, flexibilidad, estética morfológica y finalmente el incremento de relación resistencia/peso. (Torres-San-Miguel et al. 2012). Además, la tecnología en impresión 3D nos permite usar una amplia variedad de materiales con mucha precisión menorando la complejidad de obtener formas complejas. Por ello, se introduce el modelado y la impresión 3D en la fabricación de prótesis móviles debido a que muchos de los diseños que están en el mercado presentan inconvenientes tanto en su estructura y precio comercial. Presentan un precio elevado y tienden a ser pesados e incómodos para la persona sumando a esto que el modelo no es aceptado por el paciente.

La fabricación de prótesis móviles es cada vez más aceptada por los pacientes con amputación transradial, ya que brinda un mejor desempeño, comodidad y permite el incremento de funcionalidad para el paciente que la utiliza, debido a que su control es más sencillo. Los avances en el campo de las prótesis móviles han sido significativos en las últimas décadas, y se han logrado

importantes desarrollos gracias a la combinación de la biomecánica, la electrónica y la ingeniería de materiales.

En nuestro país el porcentaje de personas registradas con alguna discapacidad física es del 46.70% del total de personas con discapacidad en general, estas personas son las que más comúnmente utilizan prótesis mecánicas (Estadísticas de Discapacidad – Consejo Nacional Para La Igualdad de Discapacidades, n.d.)

Por ello se ha reconocido que la integración de la sensación de temperatura en las prótesis móviles generadas con señales (EMG) desempeña un papel importante en la experiencia sensorial y eficiencia de las prótesis para los pacientes. En los últimos años, se ha evidenciado avances significativos y relevantes en la investigación de sistemas de sensación de temperatura como de presión en personas con amputaciones. Los sistemas mencionados utilizan sensores y actuadores para generar señales mediante voltaje las cuales son transmitidas al usuario a través de la prótesis. (Alvario Sanchez y Aguirre Martinez 2019)

La integración de la sensación de temperatura en las prótesis móviles plantea desafíos técnicos y ergonómicos. Estos incluyen el diseño de sistemas de generación y regulación de temperatura compactos y eficientes, así como la integración adecuada de sensores y actuadores sin comprometer la comodidad y funcionalidad de la prótesis. (Jose, Del y Ramos 2021)

Es importante destacar que, aunque se han logrado avances en la integración de la sensación de temperatura en las prótesis móviles, todavía existe un amplio margen para la investigación y desarrollo en este campo. Los desafíos técnicos, la seguridad y la satisfacción del usuario son consideraciones clave en el diseño y la implementación de prótesis móviles con temperatura.

1.2 Formulación del Problema

¿Cómo se puede diseñar y fabricar una prótesis móvil mioeléctrica con ciertos grados de libertad y transmisión de temperatura del entorno que permita lograr un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial?

1.3 Sistematización del Problema

¿Cuál es el estado del arte en la fabricación de prótesis móviles con sensores mioeléctricos y transmisión de temperatura del entorno para alcanzar la comodidad y eficiencia en pacientes con amputaciones transradial?

¿Cómo desarrollar en la prótesis móvil el control de movimiento mediante la adquisición de señales mioeléctricas (EMG) y un sistema de transmisión de la temperatura del entorno hacia el muñón del paciente con capacidad de generar y regular la temperatura?

¿Qué se requiere para implementar y desarrollar los algoritmos de control y la interfaz computacional de una prótesis móvil con transmisión de temperatura de acuerdo con parámetros establecidos?

¿Cómo se puede evaluar la fabricación de la prótesis mioeléctrica acuerdo a parámetros establecidos, para brindar Mayor funcionalidad y comodidad del paciente al usar la prótesis?

1.4 Justificación Teórica

Según (García y Espinoza 2014) en las últimas décadas se han registrado grandes avances en el entorno de las prótesis móviles ya sean de miembros superiores e inferiores, permitiendo que se asemejen cada vez más a las extremidades faltantes que se intentan reemplazar. Existen diversos tipos de prótesis móviles como: mecánicas, neumáticas, eléctricas, mioeléctricas, híbridas y biónicas. Algunos estos avances que se han presentado a través de los años es la calidad de las prótesis ya sea por medio del desarrollo de sensores o tecnologías para el recoger señales mioeléctricas, del avance de microcontroladores o tarjetas de desarrollo que permiten un mejor control de los actuadores que permitan un manejo más eficiente de las articulaciones. La pérdida de una extremidad conlleva una marca en la calidad de vida ya que tiene un gran impacto sobre la funcionalidad y participación social. Existen estudios que concluyen que las personas con amputación sufren deterioro en su calidad de vida, especialmente en las dimensiones de función física, rol físico y salud mental, a pesar de esto, diferentes autores señalan que la calidad de vida es uno de los aspectos menos estudiados de la literatura científica en esta población (Vara Mayo 2020).

La importancia de la sensibilidad en la mano radica en transmitir diferentes tipos de información por medio de una cadena de impulsos nerviosos a la corteza cerebral, con la finalidad de enviar información acerca del objeto que se encuentra manipulado por el individuo. (Valembois et al. 2006), señalan que la sensibilidad protopática es la que se encarga de reconocer estímulos básicos como el dolor y la temperatura, donde los termorreceptores responden frente a una temperatura superior a 45°, y los de temperaturas frías inferior a 10° por lo que ante un estímulo intenso transmite un mensaje de dolor, por lo que la temperatura puede desempeñar un papel crucial en

la sensación de "propiedad" y pertenencia de una prótesis. (López Rubio [sin fecha]) considera que debido a las múltiples dificultades que presenta una persona con determinado grado de discapacidad producido por una amputación, hoy es más necesario el interés de la ingeniería en el estudio y desarrollo de la transmisión de temperatura controlada en las prótesis, en la actualidad ha crecido la demanda de sistemas más exactos para el procesamiento y réplica de temperatura mediante el tratamiento de las señales obtenidas en dicho proceso, el uso de microcontroladores y microprocesadores nos proveen características como la adaptación de una señal analógica, entre otras.

(Pazmiño Armijos et al. 2022) señala que el material PLA para impresión 3D es amigable con el medio ambiente ya que este hecho a partir de materiales biológicos como caña de azúcar y almidón a diferencia de otros materiales como el ABS que cuentan con una menor resistencia y es más pesado. Un nuevo tipo de filamento, y uno de los más exitosos, son los filamentos flexibles. Son similares al PLA, pero generalmente están hechos de TPE o TPU. La ventaja de usar estos filamentos para la impresión 3D es que permiten la creación de objetos deformables, en general, estos filamentos flexibles tienen las mismas características de impresión que PLA, aunque vienen en una variedad de rangos en función de su rigidez (Pazmiño Armijos et al. 2022).

1.5 Justificación Aplicativa

Para (Burgos et al. [sin fecha]) en el contexto de salud la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF) define que la salud de un individuo presenta dificultades al involucrarse en el desempeño y desarrollo de actividades, restricciones en la participación al involucrarse en situaciones de la vida cotidiana e incluso factores ambientales, donde se define como ambiente físico, social y actitudinal en el que las personas viven y conducen sus vidas, permitiendo considerar que el estado de salud no está definido sólo por la ausencia de enfermedades, sino también la extensión de funcionalidad y participación social. Debido a la importancia de un reemplazo artificial como los son las prótesis en algún momento de la investigación orientada a un mejor rendimiento en aplicaciones de agarre y manipulación, se creó una primera versión mecatrónica de una mano DLR perteneciente a El Instituto de Robótica del Centro Aeroespacial Alemán, la cual cuenta con una integración de sensores de posición, fuerza y temperatura los cuales permitieron grandes avances en la tecnología de agarre.

La capacidad de detectar y transmitir información térmica permitirá al paciente el poder interactuar de manera más precisa y eficiente con su entorno proporcionándole una experiencia

sensorial más natural, lo que se convertirá en una mayor independencia, confianza al interactuar y autonomía en las actividades diarias.

Una prótesis móvil con transmisión de temperatura puede contar con aplicaciones en la rehabilitación y adaptación del paciente a su nueva extremidad. Según (Torres-San-Miguel et al. 2012), El 80% de los amputados presentan dolor en la zona de espasmos y compresión mayormente conocido como dolor de miembro fantasma, en muchos de los casos se ha observado un menor flujo sanguíneo produciendo un descenso en la temperatura de la zona residual, lo que se refleja como enfriamiento de terminaciones nerviosas aumentando la tasa de frecuencia en la activación de estados espasmos. Al introducir la transmisión de temperatura como calor a la zona residual a la amputación del paciente post- rehabilitación se conduce a un aumento del tamaño de los vasos sanguíneos y por ende por medio de la sangre, una mayor conducción de nutrientes a los músculos o articulaciones de los pacientes eliminando contracturas musculares por estrés, dolor y relajando la zona en cuestión.

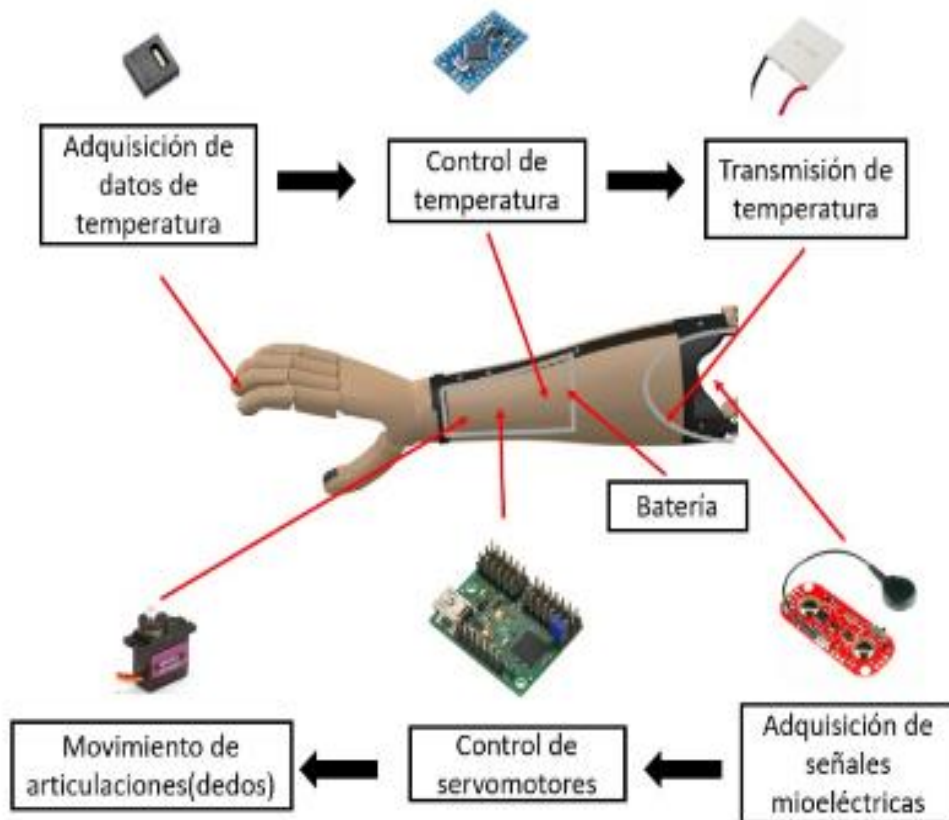


Ilustración 1-1: Esquema de etapas de adquisición y control de señales

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

1.6 Objetivos

1.6.1 Objetivo General

Desarrollar una prótesis mioeléctrica móvil para transferencia de calor en pacientes con amputaciones transradial para el grupo de investigación IDIPM-001.

1.6.2 Objetivos Específicos

- Determinar los requerimientos para el diseño de la prótesis en personas con un nivel de amputación transradial.
- Diseñar el sistema electrónico para aplicaciones de transferencia de calor y acoplarlo a la prótesis.
- Diseñar un sistema electrónico para adquisición de señales mioeléctricas EMG para control de movimientos como apertura y cierre de la mano.
- Implementar una interfaz computacional para monitoreo de las señales EMG durante la ejecución de movimientos.
- Validar el sistema mediante pruebas para el uso en pacientes con amputaciones transradiales.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Extremidad Artificial (Prótesis)

2.1.1 *Definición*

En el día a día todas las personas hacen uso de sus extremidades para diferentes actividades como: Vestirse, alimentarse, realizar tareas domésticas, trabajar, estudiar y la interacción social con las demás personas. Una extremidad artificial o prótesis es un dispositivo diseñado para sustituir la pérdida de alguna parte del cuerpo debido alguna calamidad, accidente o enfermedad. Estas prótesis tienen la finalidad de recrear la función y movilidad de una extremidad natural, para que el usuario pueda realizar actividades cotidianas de manera efectiva y así mejorar su calidad de vida. De acuerdo con su funcionamiento, existen dos tipos de prótesis; endoprótesis y exoprótesis. Las endoprótesis son utilizadas para sustituir parcial o completamente una articulación que ha perdido su funcionalidad por afecciones degenerativas, fracturas o presencia de tumores. Las exoprótesis están ubicadas de manera no invasiva en el cuerpo como aquellas para los brazos manos y/o piernas. (Steven y Jacome 2021)

2.1.2 *Contexto Histórico*

A lo largo del tiempo, gracias a la evolución tecnológica se han diseñado diferentes tipos de prótesis con diversos mecanismos y materiales, los cuales varían dependiendo la época en la que fueron desarrolladas. A continuación, se presentan varios modelos de prótesis fabricadas en orden cronológico.

2.1.2.1 *Antigüedad*

Las primeras prótesis encontradas fueron creadas por los egipcios que datan de hace más de 3,000 años. Estas prótesis presentaban alternativas como dedos de palo y ganchos de mano que eran fabricadas de madera, piel de animales y otros materiales disponibles en la época como se muestra en la Ilustración 2-1. Estos hallazgos demuestran que la humanidad tiene una gran capacidad de crear dispositivos artificiales que pueden sustituir las funciones de alguna parte del cuerpo y satisfacer las necesidades de aquellas que habían perdido alguna parte de su cuerpo debido a guerras, accidentes con animales salvajes, trabajos arduos y enfermedades de la época. Sin

embargo, se cree que la mayoría de las prótesis creadas por los egipcios eran para verse y sentirse completos, usando materiales de fibras en la fabricación, ya que carecían de una funcionalidad específica.(Álvarez et al. 2021)



Ilustración 2-1: Prótesis Egiptia de la antigüedad.

Fuente: (elmundo.es Ciencia y ecología, 2007)

2.1.2.2 Edad Media

En la Edad Media se evidencia un avance significativo en el arte, la ciencia, la medicina y la filosofía. Este avance se ve reflejado también en de la fabricación de prótesis, ya que, se introducen materiales como el cobre, hierro y acero. Los soldados de la Edad Media solían utilizar extremidades hechas de madera para combatir las guerras, cuyo mecanismo de agarre estaba basado en correas de cuero (Ver Ilustración 2-2). Sin embargo, Ambroise Paré, cirujano y barbero francés, introdujo nuevas técnicas de amputación y creó prótesis de brazo y pierna que permitían movilidad, flexión de extremidades, bloqueo de posición y otras características que se usan actualmente en las prótesis modernas. (Álvarez et al. 2021)

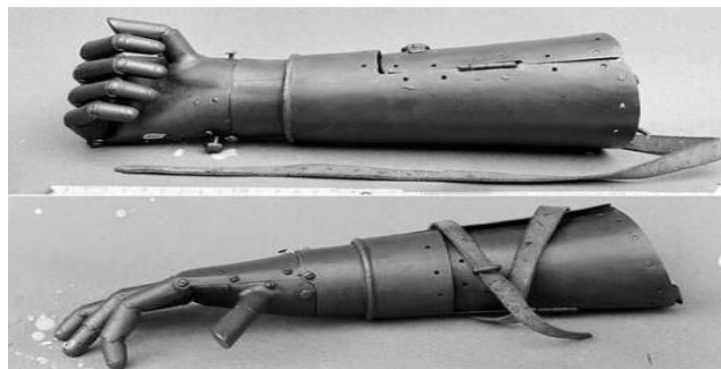


Ilustración 2-2: Prótesis en la Edad media para discapacidad.

Fuente: (González, 2023)

2.1.2.3 Renacimiento

El Renacimiento tuvo lugar a partir del siglo XIV al siglo XVII en Europa, en el cual, se evidenció una evolución significativa en la fabricación de prótesis, gracias a un renacimiento cultural, artístico y científico. Durante el Renacimiento, los artesanos y técnicos empezaron a desarrollar prótesis más realistas, cada vez más cercanas a una extremidad natural con una personalización avanzada a la estética del cuerpo humano (Ver Ilustración 2-3). Se utilizaron materiales más eficientes a partir de aleaciones metálicas, como el hierro y el bronce, que ayudaron a obtener prótesis con más durabilidad y funcionalidad. Por otra parte, Leonardo da Vinci hizo aportes significativos en este campo con dibujos y bocetos de extremidades artificiales, así como estudios avanzados de la anatomía humana cuyo objetivo era mejorar la precisión y eficiencia de las prótesis.



Ilustración 2-3: Prótesis de pierna en el renacimiento

Fuente: (El Avance de las Prótesis, 2017)

2.1.2.4 Revolución Industrial y Siglo XX

En el periodo de la Revolución Industrial, que tuvo un auge desde finales del siglo XVIII hasta mediados del siglo XIX, se presentó una evolución significativa en la fabricación y diseño de prótesis dotándolas de una mayor funcionalidad para realizar actividades cotidianas como: trabajo en las fábricas de la época, movilizarse de un lugar a otro y trabajo en la agricultura. La Revolución Industrial trajo consigo la producción en masa y la estandarización de los materiales, lo que permitió que las prótesis sean más accesibles para la población sin tener en cuenta su clase social. Por otra parte, se desarrollaron extremidades artificiales articuladas con más complejidad y un rango de movimientos avanzados adaptándose mejor a la estructura del cuerpo y proporcionando un movimiento más natural como se muestra en la Ilustración 2-4. El avance tecnológico ha permitido que el hombre al fin transformé de forma radical su relación con el

entorno y la naturaleza, sometiéndola en algunos casos, a su dominio. («Breve historia de la Revolución Industrial - Luis E. Íñigo Fernández - Google Libros» 2012)



Ilustración 2-4: Prótesis de pierna en la revolución industrial

Fuente: (El Avance de las Prótesis, 2017)

En el siglo XX se plantea el objetivo de que las personas con algún tipo de amputación regresen a su vida laboral. Esto es realizado por el médico de nacionalidad francesa Gripoulleau, quién realizó aportes significativos en el desarrollo de accesorios que se colocan en la parte final de la prótesis, los cuales, brindan la capacidad de realizar trabajos de presión y fuerza en cualquier ambiente laboral. En el año de 1912 se desarrolla una unidad terminal denominada Hook, cuya apertura se realiza por movimientos de la cintura escapular y el cierre por la acción de un resorte de goma. El inicio de las prótesis mioeléctricas, activadas por los músculos del muñón del paciente, se desarrolla en Alemania gracias a Sauerbruch, quien logró o conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de funcionamiento de la mano artificial mediante varillas de marfil, que hacían pasar a través de túneles cutáneos. Esto permite que la prótesis se mueva de forma continua y activa debido a la contracción muscular. (Manuel et al. 2005)



Ilustración 2-5: Extremidad Artificial en el siglo XX

Fuente: (McMillion, 2017)

2.1.2.5 Siglo XXI

La evolución tecnológica de las prótesis en el siglo XXI es significativa, ya que, se introducen materiales más ligeros y con mayor durabilidad como el plástico, titanio, aluminio y silicona. Por otra parte, los diseños son más cómodos para los pacientes ya que se ajustan con más precisión a la extremidad amputada del paciente. En este periodo se desarrollan prótesis biónicas y robóticas con control autónomo que pueden replicar una serie de movimientos similares a las extremidades naturales del ser humano (Ver Ilustración 2-6). La Ingeniería de hoy en día no es solo enfrentar al reto de crear poderosos mecanismos o asombrosas construcciones, sino también el de responder a las necesidades de una población cada vez mayor. («Vista de Vol. 4 Núm. 5 (2018)»



Ilustración 2-6: Prótesis en el siglo XXI

Fuente: (Contreras, 2022)

2.1.3 Categorización de las prótesis en extremidades superiores.

Las prótesis son extremidades artificiales médicas cuyo objetivo es reemplazar y/o mejorar la función de la parte del cuerpo amputada. Las prótesis de extremidades superiores se clasifican considerando: la función, el material y la tecnología y finalmente, la etapa de uso. Cada categorización se subdivide en otros subtipos como se detalla a continuación.

2.1.3.1 Según la Función

Prótesis Estéticas

Las prótesis estéticas o cosméticas no tienen movimiento es decir no están fabricadas para imitar la función de alguna parte amputada del cuerpo humano. Estas prótesis se usan cuando el aspecto estético es primordial para el paciente. En su fabricación se emplean diferentes polímeros como PVC rígido, látex flexible o silicona. Estos materiales son utilizados por ser más ligeros y tener más durabilidad, ya que, no disponen de ninguna funcionalidad móvil (Ver Ilustración 2-7).(ALFARO MUÑIZ 2017)



Ilustración 2-7: Prótesis cosmética de miembro superior

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Prótesis Funcionales

Las Prótesis funcionales están diseñadas para que los pacientes con alguna amputación en su cuerpo puedan llevar a cabo actividades cotidianas y realizar movimientos naturales similares a una extremidad natural (Ver Ilustración 2-8). Su mecanismo funcional se basa en el uso de ligas y un arnés para recrear la funcionalidad de alguna extremidad. El usuario controla la prótesis moviendo ciertas partes del cuerpo, ocasionado que las ligas se estiren y el arnés distribuya el peso de manera equitativa, para el movimiento natural de la extremidad artificial (Edición 2017). El tamaño de la prótesis y el número de herramientas a utilizar varían de acuerdo con el nivel de amputación de cada paciente.



Ilustración 2-8: Prótesis funcional de mano

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.1.3.2 Según el material y la tecnología

Prótesis Mecánica

Las prótesis mecánicas son opciones comunes para reemplazar las amputaciones de los pacientes, ya que ayudan a recuperar parte de la movilidad y funcionalidad del cuerpo mejorando su calidad de vida (Ver Ilustración 2-9). Una aplicación común de este tipo de prótesis son las manos mecánicas con la función de cierre o apertura a voluntad. El mecanismo de control funciona por un arnés sujetado a los hombros, pecho y/o brazo. Por otra parte, su movilidad es limitada debido a la poca precisión del mecanismo usado. (Cedeño Panezo 2019)



Ilustración 2-9: Prótesis mecánica con apertura y cierre de la mano

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Prótesis Eléctrica

Una prótesis biónica también conocida como prótesis eléctrica o electrónica es un dispositivo con sensores y sistemas de control, componentes modulares, comunicación inalámbrica y control de temperatura. A diferencia de las mecánicas, este tipo de prótesis utilizan componentes electrónicos como motores eléctricos, sensores y microcontroladores para su funcionamiento y control durante los movimientos. Por otra parte, presentan algunas desventajas entre ellas que son de difícil reparación, altos costos y su alta sensibilidad debido a los sistemas electrónicos. Su morfología está relacionada con los ganchos que permiten obtener un agarre mucho más preciso. (Ver Ilustración 2-10).(Edición 2017)



Ilustración 2-10: Prótesis Eléctrica de Extremidad Superior

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Prótesis Neumática

Las prótesis neumáticas utilizan aire a presión o comprimido para la movilidad y funcionalidad de sus componentes. Su principal ventaja es que proporciona fuerza, rapidez y precisión en los movimientos como una extremidad natural. Por otra parte, su principal desventaja está relacionada en el diseño, ya que, utiliza componentes sumamente grandes con altos costos y de difícil reparación.(ALFARO MUÑIZ 2017)



Ilustración 2-11: Prótesis policéntrica neumática de cuatro ejes

Fuente: (Brito, 2013)

Prótesis Híbrida

Una prótesis híbrida está fabricada con la combinación de tecnologías y elementos a nivel mecánico, electrónico y biológico. Son especialmente útiles en pacientes con amputación transhumeral (por encima del codo), para un movimiento avanzado y realista similar a una extremidad natural. Por otra parte, para realiza el accionamiento entre el codo y el efector final se puede utilizar el accionamiento eléctrico o mioeléctrico (Ver Ilustración 2-12).(Cedeño Panezo 2019)



Ilustración 2-12: Prótesis de miembro superior híbrida

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.1.3.3 *Según la etapa de uso*

Prótesis Temporales

Las prótesis provisionales denominadas temporales se utiliza por un tiempo determinado en la que el usuario empieza un proceso de reinserción a sus actividades luego de a una amputación. El diseño de este tipo de prótesis es mucho más simple, ya que, se usan con fines de rehabilitación hasta que el paciente se adapte a la pérdida de alguna extremidad o parte del cuerpo.

Prótesis Intermedias o Definitivas

Las Prótesis definitivas se utilizan cuándo el paciente ha pasado un periodo de entrenamiento y rehabilitación, en el cual, se ha obtenido un estado de salud y condición física adecuados para usar una prótesis definitiva. Por otra parte, para su construcción se utiliza materiales duraderos, con mayor personalización para que los usuarios puedan llevar una vida activa y realizar diversas actividades cotidianas.

2.2 Amputación

2.2.1 Definición

Es la extirpación quirúrgica o traumática, ya sea, en su totalidad o en una sección de alguna parte del cuerpo humano. Las amputaciones son normalmente requeridas y necesarias cuando esta parte del cuerpo ha sufrido daños de gravedad, infecciones, lesiones traumáticas ser necesarias debido a lesiones, enfermedades, infecciones o problemas de circulación. (Trujillo Trujillo 2022)

2.2.1.1 Niveles de amputación de extremidad superior

Las amputaciones se pueden categorizar en varios niveles, relacionando su ubicación y la cantidad de tejido dañado o eliminado en el cuerpo. Esto influye de manera significativa en el diseño de una prótesis adecuada debido a que cada caso implica una rehabilitación y adaptabilidad diferente. En la Ilustración 2-13 se presenta los niveles de amputación en una extremidad superior. Además, es de suma importancia que cuando se ampute una extremidad superior, se haga lo más lejos posible de la zona afectada. Esto debido a que, si la amputación se encuentra cerca de la zona afectada, la funcionalidad y sensibilidad del muñón será menor. (Fernando y Muñiz 2018)



Ilustración 2-13: Niveles de amputación de extremidades superiores

Fuente (ROMP Te Mueve, 2022)

A continuación, se detallan los dos niveles de amputación de interés para este trabajo: **nivel transradial**, con una amputación que involucra la parte del brazo ubicada por debajo del codo, y el **nivel transhumeral**, con una amputación que implica la sección del brazo por encima del codo.

Nivel transradial

La amputación de nivel transradial está por debajo del codo y normalmente elimina una parte del antebrazo juntamente con la mano o en algunos casos por encima de la muñeca y por debajo del codo. Esto lleva a la fabricación de la muñeca y mano mediante un socket denominado muñón en la zona de la amputación que es utilizado como base para construir una prótesis (Ver Ilustración 2-14). Este también permite preservar grupos musculares, suturar tendones y mantener una suave tensión, lo que simplifica el manejo de la prótesis controlada por señales musculares. (Steven y Jacome 2021)



Ilustración 2-14: Prótesis transradial o por debajo del codo

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Nivel transhumeral

Se refiere a un nivel de amputación en la cual se elimina una parte del brazo por encima del codo. Esto conlleva la pérdida de la mano, la muñeca y una gran parte del antebrazo. Por tanto, para el proceso de adaptación protésica se requieren diversos componentes como son una articulación de codo, un adaptador y elementos de unión para el ajuste a la parte del cuerpo y así poder asimilar la funcionalidad y movimiento como una extremidad natural. (Linares-Enríquez, Rosas-Acosta y Daniel 2019)



Ilustración 2-15: Amputación transhumeral

Fuente: (Ottobock, s.f.)

2.3 Fabricación Aditiva de Prótesis

2.3.1 Definición

La Impresión 3D, también conocida como fabricación aditiva, es un método de fabricación de objetos tridimensionalmente capa por capa. Para esto se utiliza un software de diseño CAD y datos para el diseño digital. En comparación con las técnicas tradicionales que implican la eliminación de materiales o materia prima para obtener el objeto deseado, la fabricación aditiva añade materia prima de manera progresiva durante el proceso de desarrollo. (Balbás Calvo, Espinosa y Domínguez Somonte 2018)

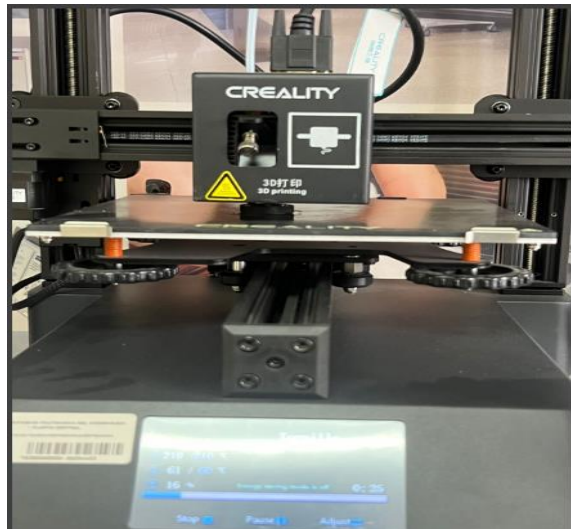


Ilustración 2-16: Impresora y Fabricación Aditiva

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.3.2 *Método de fabricación*

Las impresoras 3D son equipos que emplean tecnologías de manufactura aditiva con el propósito de construir objetos a partir de datos provenientes de modelos 3D (Loo Gil 2021). Su principio de funcionamiento se basa en el siguiente proceso:

- **Modelo 3D y Formato STL:** Se crea un modelo del objeto deseado en tres dimensiones utilizando un software de diseño asistido por computadora (CAD) o un SCANNER 3D. Posteriormente, el modelo se guarda en formato STL (Stereolithography), que describe la geometría de un objeto en tres dimensiones en una serie de triángulos planos que almacenan la información del objeto creado en un modelo 3D.
- **Preparación del Archivo y Selección del Material:** El formato STL se procesa en el software de Impresión 3D para dividirlo en capas. Esto se envía como instrucciones para la impresión. Además, se elige el material de impresión que puede ser plástico, metal, cerámica, resina, etc.
- **Configuración de la Impresora e Impresión:** Se configuran los parámetros de la impresión en el software que se esté utilizando como son temperatura, velocidad y relleno. Durante el proceso de impresión se construye el objeto capa por capa, siguiendo las instrucciones del archivo de modelo 3D.
- **Postprocesamiento:** Una vez finalizada la impresión, a menudo se realizan pasos adicionales como la eliminación de soportes, pulido, lijado o tratamientos térmicos según el material usado.



Ilustración 2-17: Proceso para la Impresión 3D

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.3.3 Tipos de Impresoras

En la actualidad existen varios tipos de impresoras 3D de acuerdo con su forma de impresión y del tipo de trabajo a realizar. A continuación, se explicará a detalle cada una de ellas.

2.3.3.1 Por Deposición Fundida o FDM.

Esta metodología implica depositar material polimérico fundido, capa por capa, para completar la forma o estructura deseada. Para ello, se utiliza un filamento polimérico que se encuentra en forma de bobina, el cual se derrite mientras atraviesa el extrusor al alcanzar el punto máximo de calor. El extrusor está colocado en un mecanismo móvil que facilita su desplazamiento a lo largo de los ejes X y Y, de acuerdo con la configuración de las capas. Simultáneamente, este mecanismo se mueve en el eje Z después de cada formación de capa, dando forma al objeto en 3 dimensiones (Ver Ilustración 2-18). El otro componente crucial de la impresora es la plataforma de impresión o base, diseñada con un cristal robusto que actúa como base de apoyo y tiene una forma geométrica ya sea cuadrada o rectangular. (Cano Vicent y Serrano Aroca 2021)

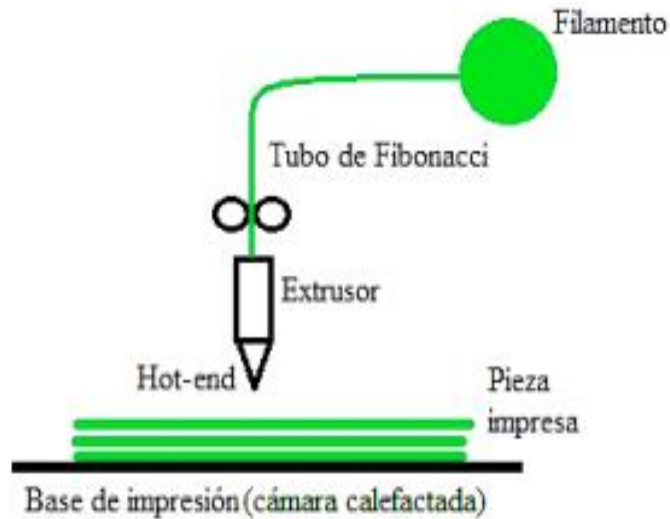


Ilustración 2-18: Impresora por Deposición Fundida

Fuente:(Cano Vicent y Serrano Aroca 2021)

2.3.3.2 Por sinterizado selectivo por Láser o SLS

Es un método de fabricación aditiva que utiliza un láser para fundir materiales fotosensibles durante la generación de objetos sólidos. (Fonda 2013). Esta metodología de funcionamiento permite una amplia variedad de materiales para la impresión y personalización avanzada para la creación de piezas con complejidad. Este tipo de impresión se muestra en la Ilustración 2-19.

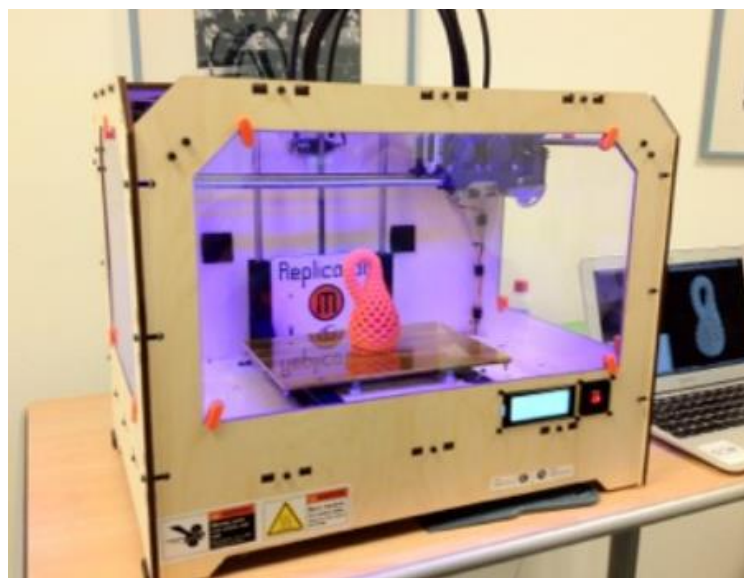


Ilustración 2-19: Impresora por sinterizado selectivo por láser

Fuente:(Fonda 2013)

2.3.4 Tipos de materiales para la Impresión 3D

2.3.4.1 PLA

En la actualidad, el filamento PLA es muy usado. Sus siglas hacen referencia al ácido poliláctico que es un termoplástico fabricado a partir de maíz o caña de azúcar (Ver Ilustración 2-20). Este material se usa generalmente en las impresoras 3D de tipo FDM, ya que, se destaca por ser un material muy manejable debido a sus características termoplásticas solubles en el agua. Por otra parte, su origen no petroquímico facilita su reciclaje, convirtiéndolo en una opción ecológica destacada.(Mastoner 2019)



Ilustración 2-20: Objeto impreso en PLA.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.3.4.2 ABS

El filamento ABS o acrilonitrilo butadieno estireno, es un polímero termoplástico ampliamente utilizado en la impresión 3D mediante el proceso de inyección. Este es un tipo de plástico derivado del petróleo que es robusto y resistente. Aunque no es tan amigable con el medio ambiente como el PLA, debido a su base de aceite. Su temperatura de transición es mayor y su vida útil más prolongada en comparación con el PLA. Este material es aplicado en la fabricación de objetos como juguetes, tuberías y revestimientos de automóviles, donde se requiere una resistencia a temperaturas de hasta 100 grados Celsius. Esto asegura que los objetos impresos no solo se adhieran bien a la plataforma, sino que también exhiban propiedades de resistencia, flexibilidad y durabilidad superiores en comparación con aquellos fabricados con filamento PLA como se muestra en la Ilustración 2-21.(Mastoner 2019)



Ilustración 2-21: Filamento ABS de color.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.3.4.3 PVA

EL Polivinil de alcohol denominado PVA es un material hidrosoluble, es decir se disuelve en agua como se muestra en la Ilustración 2-22. Generalmente, la temperatura de impresión es de 220°C ya que, los objetos se utilizan a menudo como soportes. Este material es aplicado para la fabricación de maquetas dentales, hidrogeles en la bioimpresión, entre otros.(Cano Vicent y Serrano Aroca 2021)

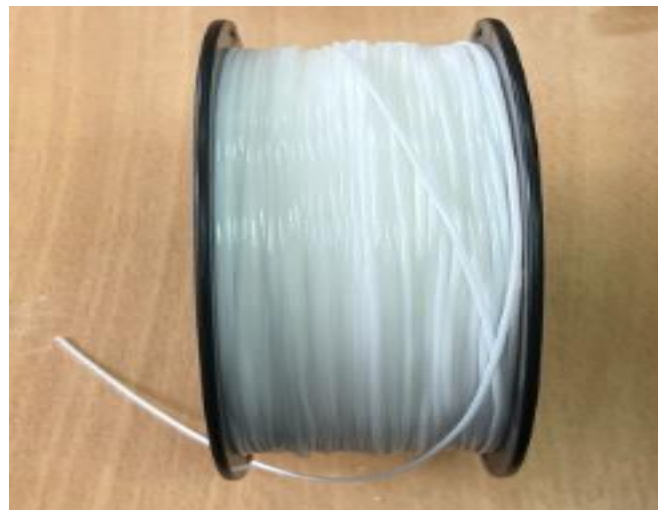


Ilustración 2-22: Filamento PVA.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.3.4.4 TPE

El elastómero termoplástico es un material con características altas de maleabilidad y con alta resistencia a las cargas aplicadas. La temperatura de impresión es de 230°C lo que elimina la necesidad de una cama caliente, es decir, no se necesita de calor adicional para una buena adherencia del material. Este material ha provocado una revolución en la industria textil aportando una mejora en la fabricación de prendas de vestir.(Cano Vicent y Serrano Aroca 2021)



Ilustración 2-23: Impresión realizada en TPE.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.3.4.5 PC

El policarbonato (PC) es un material transparente con resistencia a altas temperaturas. Presenta una ligera flexibilidad y una gran capacidad para soportar diferentes tipos de impactos. Por otra parte, a pesar de que su impresión se realiza a 280°C necesita una cama caliente, es decir, necesita de calor adicional para una buena adherencia del material ajustada a temperaturas elevadas entre 80-100°C. El policarbonato se usa en aplicaciones ortopédicas, dentales e ingeniería tisular.(Cano Vicent y Serrano Aroca 2021)

En la Tabla 2-1 se presenta una descripción general de los materiales usados para impresión 3D, donde se muestran sus ventajas y desventajas para distintas aplicaciones.

Tabla 2-1: Características esenciales y usos destacados de los filamentos utilizados en la impresión 3D

	Temperatura de Impresión	Ventajas	Desventajas	Aplicaciones
PC	280°C	Altamente duradero frente a impactos y elevadas temperaturas	Requiere temperaturas elevadas y el uso de una cama caliente	Odontología, aplicaciones ortopédicas, y diseño de tejidos
TPE	210°C	Flexible	No es resistente a la humedad	Industria textil, y dispositivos ortopédicos como plantillas.
PVA	210-220°C	Soluble en agua, beneficioso como material de soporte	Es muy susceptible a la humedad.	Estructuras de apoyo para maquetas dentales
ABS	240-250°C	Resistente	Requiere temperaturas elevadas y una cama caliente, pero es	Micro dispositivos, aplicaciones en el ámbito biomédico
PLA	220°C	Biodegradable, no presenta toxicidad y tiene un costo económico	Poca Resistencia	Ingeniería de tejidos, dispositivos de detección biológica

Fuente:(Cano Vicent y Serrano Aroca 2021)

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Tabla 2-1: Características esenciales y usos destacados de los filamentos utilizados en la impresión 3D

		Conductividad eléctrica, duradero, tecnología de estereolitografía (SLA).	Requiere el uso de una cama caliente y presenta dificultades en el proceso de impresión.	Instrumentos quirúrgicos, biomateriales neurogénicos, y protección mediante blindaje de inducción electromagnética
Grafeno/PLA	220°C			

Fuente:(Cano Vicent y Serrano Aroca 2021)

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.4 Software en el diseño de prótesis

Con la finalidad de aprovechar las herramientas de software actuales para el diseño asistido por computadora (CAD), impresión 3D y fotogrametría y modelado 3D de la prótesis, se utilizan programas de código abierto (open source). Por otra parte, en la implementación del sistema electrónico mediante sensores de temperatura, voltaje, corriente y control de servomotores se utiliza el entorno de desarrollo Arduino Ide.

2.4.1 Programas de diseño asistido por computadora (CAD)

2.4.1.1 Autodesk Fusion 360

Fusion 360 representa una herramienta CAD/CAM que está fundamentada en la nube para el desarrollo colaborativo de productos. Su entorno y sus herramientas posibilitan la exploración e interacción de ideas de productos, fomentando la colaboración dentro de equipos de desarrollo. Además, facilita una rápida y sencilla exploración de ideas de diseño, integrando conceptos de herramientas de producción. También, la funcionalidad de ensamblajes permite la innovación de conjuntos para verificar la correcta modelación de piezas. Finalmente, en el ámbito CAM se puede generar trayectorias de herramientas para mecanizar cada uno de los componentes.(Vila y Pappalardo 2018). En la Ilustración 2-24 se puede evidenciar el diseño de un socket.

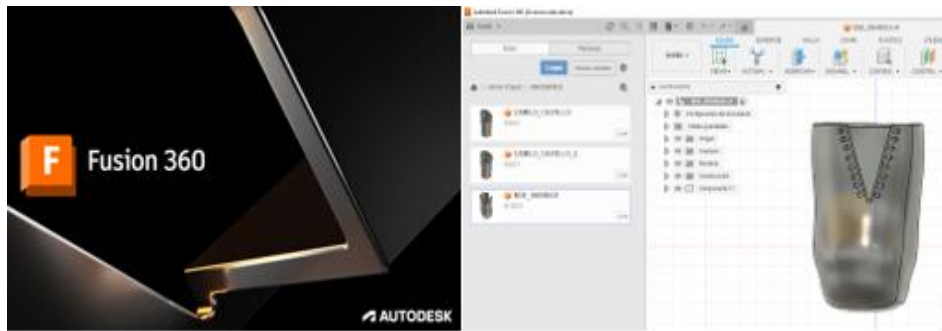


Ilustración 2-24: Fusion 360 herramienta CAD/CAM.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.4.1.2 SOLIDWORKS

SOLIDWORKS es un software de diseño CAD que se utiliza para modelar piezas y ensamblajes en tres dimensiones, así como para generar planos en dos dimensiones. Por otra parte, este software proporciona una amplia gama de soluciones que abarcan diversos aspectos del proceso de desarrollo de productos como la creación, diseño, simulación, fabricación, publicación y gestión de datos asociados al proceso de diseño (SOLID BUSINESS INTELLIGENCE S.L. 2021). En la Ilustración 2-25 se puede evidenciar el entorno del software y un socket desarrollado en el programa.

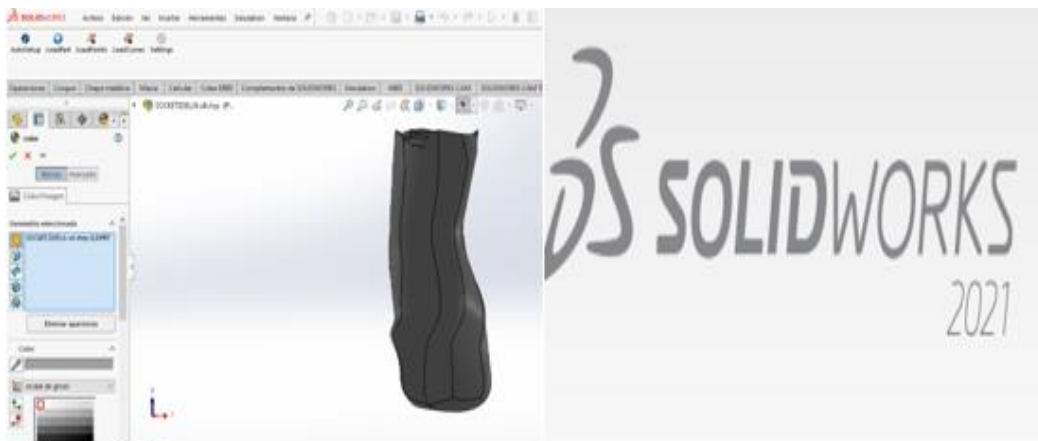


Ilustración 2-25: SOLIDWORKS 2021.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.4.1.3 Autodesk Inventor

El software Autodesk Inventor facilita la simulación de sistemas reales brindando al usuario la capacidad de interactuar con modificaciones en la geometría, el material, la magnitud y la dirección de las cargas. Su precisión está sobre el 99% respecto del cálculo de esfuerzos normales

en comparación con los valores teóricos. (Montijo Valenzuela y Martínez Rubio 2021). En la Ilustración 2-26 se puede observar el ensamblado de una máquina moledora de grano para una industria agropecuaria.



Ilustración 2-26: Diseño ensamblado en Autodesk inventor.

Fuente:(Bárzaga et al. 2021).

En la Tabla 2-2 se muestra una comparativa entre el software Autodesk Fusion 360, Autodesk inventor y SOLIDWORKS.

Tabla 2-2: Ventajas y Desventajas de los programas asistidos por computadora (CAD).

Software	Ventajas	Desventajas
Autodesk Fusion 360	Diseño integrado, exploración rápida de ideas, colaboración en la nube y amplia variedad de herramientas.	Se necesita de conectividad a internet, requisitos de hardware y dependencia de la nube.
SOLIDWORKS	Interfaz amigable, compatibilidad con otro software, actualizaciones constantes, gestión de datos y herramientas de simulación.	Costo, requisitos de hardware, problemas de estabilidad y requerimientos de espacio de disco.
Autodesk Inventor	Automatización y parametrización, flujo de trabajo integrado, gestión de datos e integración con otros productos Autodesk.	Curva de aprendizaje, licenciamiento, problemas de estabilidad y requisitos de hardware.

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.4.2 Software para impresión 3D.

2.4.2.1 Simplify3D

Simplify3D es un software de laminado para impresión 3D. La función principal de este software es traducir modelos 3D, realizados en el software CAD/CAM, en capas para que la impresora de fabricación aditiva pueda construir dicho modelo. En la Ilustración 2-27 se indica el entorno del software para imprimir un Muñón.

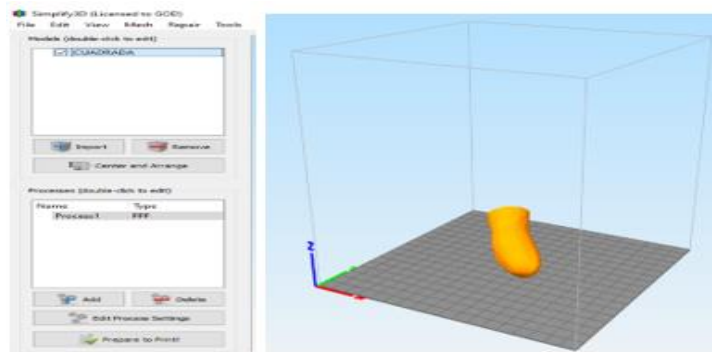


Ilustración 2-27: Software de fabricación aditiva Simplify3D

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.4.2.2 UltiMaker Cura

El software de fabricación aditiva UltiMaker Cura se destaca como el software líder en impresión 3D a nivel mundial, ya que, facilita la preparación de impresiones en relativamente pocos pasos. Por otra parte, permite la integración fluida con software CAD para simplificar el proceso, y brinda la opción de explorar configuraciones personalizadas para un control detallado (Ultimaker 2020). En la Ilustración 2-28 se indica el entorno visual del software para imprimir un objeto en tres dimensiones.

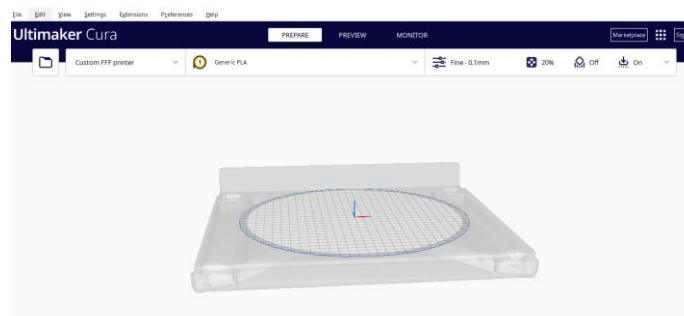


Ilustración 2-28: software UltiMaker Cura

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En la Tabla 2-3 se muestra una comparativa entre el software de impresión 3D: Simplify3D y UltiMaker Cura indicando ventajas y desventajas de cada una de ellas.

Tabla 2-3: Ventajas y Desventajas de los programas para impresión 3D

Software	Ventajas	Desventajas
Simplify3D	Personalización avanzada, compatibilidad universal, vista previa de capas, soportes inteligentes y perfiles de material predefinidos.	Actualizaciones de Software, curva de aprendizaje y compatibilidad con algunas impresoras.
UltiMaker Cura	Compatibilidad con varias impresoras, interfaz intuitiva, configuración rápida, vista previa de impresión y actualizaciones frecuentes.	Menos operaciones de personalización avanzada, soportes menos avanzados y menos características de simulación.

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.4.3 Software especializado en fotogrametría y modelado tridimensional

2.4.3.1 Autodesk ReCap Photo

Autodesk ofrece una solución de fotogrametría llamada ReCap Photo, que se presenta como parte integral del escaneo 3D. Además, esta interfaz basada en la web es una solución completa compatible con sistemas terrestres y fotogrametría en tiempo real, donde se utiliza el procesamiento en la nube (Aati, Rupnik y Nejim 2020). En la Ilustración 2-29 se puede evidenciar el escaneo de un paciente antes de ser procesada y tratada en ReCap Photo.



Ilustración 2-29: Captura tridimensional mediante ReCap Photo

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.4.3.2 RealityCapture

También conocido como RC, es un software de fotogrametría comercial para generar modelos 3D a partir de imágenes terrestres, aéreas y/o escaneos láser. Su aplicación abarca diversos campos, incluyendo patrimonio cultural, juegos, realidad virtual y topografía. Además, se destaca por su capacidad de procesamiento en paralelo de datos junto con la opción de integración directa de nubes de puntos provenientes del escaneo láser (Aati, Rupnik y Nejim 2020)

En la Tabla 2-4 se muestra una comparativa entre RealityCapture y Autodesk ReCap Photo.

Tabla 2-4: Ventajas y Desventajas de los programas para impresión 3D

Software	Ventajas	Desventajas
RealityCapture	Variedad de Aplicaciones, potencia de procesamiento, algoritmos avanzados e integración de datos LIDAR	Costo, requerimientos de Hardware, licencia basada en dispositivos y procesamiento en el dispositivo.
Autodesk ReCap Photo	Procesamiento en la nube, facilidad de uso, amplia aplicación e integración con otros productos de Autodesk.	Dependencia de la conexión a internet, limitaciones en la resolución de imágenes y necesidad de herramientas complementarias.

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.4.4 IDE Arduino

Los microcontroladores de Arduino son circuitos integrados en los que se pueden programan y compilar instrucciones utilizando el entorno Arduino IDE. Además, ofrecen un lenguaje de programación de código abierto. Finalmente, el IDE Arduino constituye una plataforma de electrónica abierta que utiliza software y hardware flexibles y accesibles para la creación de diferentes prototipos. (Hinostroza Farfán 2019)

2.4.5 Software Maestro Servo Controller (Pololu)

El software Maestro Servo Controller fue creado con el objetivo de simplificar la configuración, programación y supervisión de los controladores de servomotores pertenecientes a la serie Maestro de Pololu. En dicho programa se puede configurar los canales, programación secuencial

y ajustar todos los parámetros de uso con los servomotores («Pololu - Micro Maestro 6-Channel USB Servo Controller (Partial Kit)» [2023]). En la Ilustración 2-30 se puede evidenciar la interfaz web de programación para controlar la velocidad y el ángulo de giro de los servomotores.

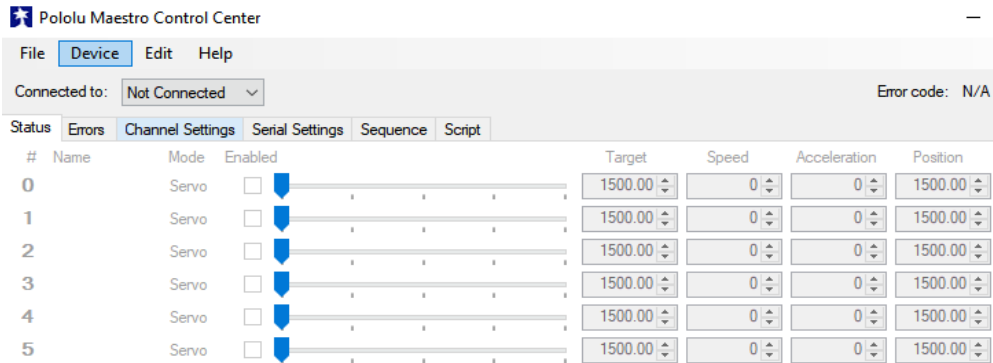


Ilustración 2-30: Interfaz Web de Pololu para el control de servomotores

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.5 Sensores

2.5.1 Definición

Un sensor es un dispositivo que tiene la capacidad de medir magnitudes ya sean físicas o químicas, denominadas variables de instrumentación, y convertirlas en señales eléctricas. Estas variables abarcan la torsión, presión, humedad, distancia, temperatura, entre otros. Por otra parte, el sensor mantiene contacto permanente con la variable de instrumentación para ajustar la señal medida, de manera que pueda ser analizada o interpretada por otro dispositivo. Finalmente, se puede describir a un sensor como un dispositivo que cambia o transforma una forma de energía a otra. (Reyes-Flores 2019). En la Ilustración 2-31 se muestra un sensor barométrico y un sensor de movimientos colocados en una protoboard.



Ilustración 2-31: Sensor de presión barométrica y sensor de movimiento.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.5.2 Clasificación de los Sensores

La clasificación de los sensores se realiza considerando diferentes parámetros que se detallan a continuación en la Tabla 2-5.

Tabla 2-5: Clasificación de los sensores

Según su aporte de energía	Modulares: Necesitan ser alimentados por una fuente de energía externa. Generadores: Obtienen su energía exclusivamente del entorno en el que realizan sus mediciones.
Según la señal de salida	Analógicos: La salida experimenta cambios continuos, y por lo general, la información se encuentra en la amplitud. Si la información está relacionada con la frecuencia son denominadas salidas cuasi-digitales. (de la Fuente 2013) Digitales: La salida cambia en incrementos discretos.
Según el modo de funcionamiento	Deflexión: La magnitud generada o medida provoca un efecto físico, como una deflexión. Comparación: Se busca mantener la deflexión en cero mediante la aplicación de un efecto contrario al producido por la magnitud medida
Según la relación entrada-salida	La relación entrada-salida de un sensor hace alusión a la función que conecta la magnitud que el sensor está creado para evaluar (entrada) con la señal eléctrica o la respuesta que genera como consecuencia de dicha medición (Salida). Por otra parte, se subdividen en orden cero, primer orden y segundo orden. (de la Fuente 2013)

Fuente: (de la Fuente 2013)

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Tabla 2-5: Clasificación de los sensores

<p>Según el principio físico y la magnitud media</p>	<p>Los sensores según su principio físico hacen referencia a sensores resistivos, capacitivos, inductivos entre otros. Por otra parte, los sensores según la magnitud media hacen referencia a la temperatura, presión, aceleración, etc.</p>
---	---

Fuente: (de la Fuente 2013)

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.5.3 Tipos de sensores

La clasificación de los sensores se realiza en función del tipo de magnitudes físicas externas los cuáles son objeto de análisis. Esto se presenta en la Tabla 2-6.

Tabla 2-6: Tipos de Sensores

<p>Dispositivos de detección luminosa (Sensores de luz)</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Fotomultiplicadores -Fotodetectores de infrarrojo -Fotorresistencias (LDR) Fotodiodos Fototransistores 	<p>Dispositivos de medición térmica (sensores de temperatura)</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Termómetros infrarrojos -Termistores -Sensores de resistencia de platino (RTD) -Termopares
<p>Sensores de presión y fuerza</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Sensores de presión de membrana -Transductores de presión resistivos y capacitivos. -Sensores de presión piezoeléctricos 	<p>Dispositivos para medir el contenido de humedad en el aire o en un material (sensores de humedad)</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Sensores capacitivos y resistivos de humedad. -Sensores de punto de rocío. -Higrómetros de absorción.

Fuente: (Reyes-Flores 2019)

Realizado por: Idrovo B.,2023

Tabla 2-6: Tipos de Sensores

<p>Dispositivo para medir señales acústicas (sensores de sonido)</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Hidrófonos -Sensores piezoeléctricos -Sensores ultrasónicos -Sensores de vibración acústica 	<p>Dispositivo para medir campos magnéticos (sensores magnéticos)</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Sensores de imanes permanentes -Sensores de flujo magnético -Sensores de reluctancia variable -Sensores de efecto Hall
<p>Sensores de Distancia</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Sensores de tiempo de vuelo (ToF) -Sensores láser de triangulación 	<p>Sensores de Velocidad</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Tacómetros ópticos -Sensores de Velocidad por defecto Doppler -Sensores de velocidad por fotodiodo
<p>Sensores de gravedad o posición</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Giroscopios -Sensores de posición por visión -Acelerómetros -Sensores de inclinación 	<p>Dispositivos para determinar la posición geográfica (sensores de ubicación geográfica)</p>	<ul style="list-style-type: none"> -(GPS) Sistemas de posicionamiento global -Sistemas de navegación inercial -(LAN) Sistemas de Red de Área local -Posicionamiento por Bluetooth

Fuente: (Reyes-Flores 2019)

Realizado por: Idrovo B.,2023

2.6 Señales Electromiográficas (EMG)

2.6.1 Definición

Las señales electromiográficas (EMG) representan el registro de la actividad eléctrica originada en el tejido muscular durante los procesos de relajación y contracción muscular (Ver Ilustración 2-24). (Reyes Lopez et al. 2015). En el cuerpo humano se producen diversas señales de tipo eléctrico, como las señales cerebrales o de electroencefalografía (EEG), las musculares o de electromiografía (EMG), las oculares o de electrooculografía (EOG) y las cardíacas o de electrocardiografía (ECG). (Molano-Pulido et al. 2021)

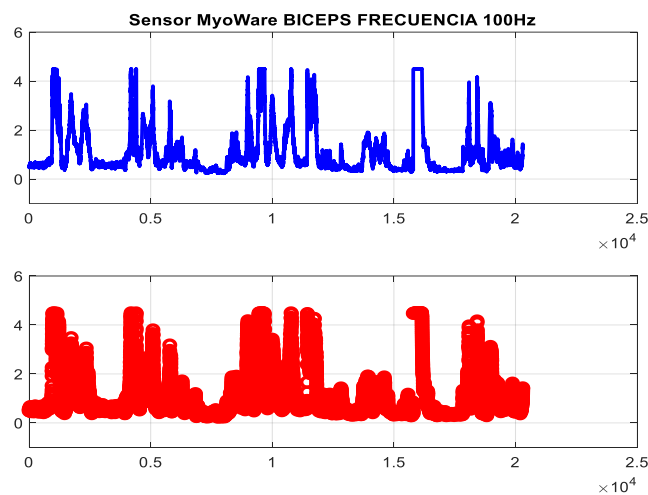


Ilustración 2-32: Registro de señales EMG al momento de contraer los bíceps.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.6.2 Adquisición y ajuste de señales electromiográficas

La adquisición y ajuste de señales EMG involucra una sucesión específica de pasos para lograr una medición exacta de la actividad eléctrica de los músculos como se indica a continuación:

- Se debe preparar al paciente
- Colocar los electrodos en la zona del cuerpo a estudiar utilizando un gel para reducir la impedancia entre la piel y el electrodo.
- Conectar los electrodos a un amplificador de señal
- Registrar y visualizar los datos
- Ajustar los parámetros según las señales EMG del paciente
- Recopilar, almacenar e interpretar los datos.

Cabe recalcar que la colocación precisa de los electrodos es crucial, ya que un posicionamiento incorrecto puede ocasionar resultados indeseados.(Reyes Lopez et al. 2015)



Ilustración 2-33: Señales electromiográficas en los bíceps.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.6.3 Preprocesamiento de los datos

El preprocesamiento tiene la finalidad de acondicionar los datos para su análisis. En esta fase, se elimina principalmente componentes de ruido (Durán Acevedo y Jaimes Mogollón 2013). La reducción del ruido en las señales bioeléctricas generadas fisiológicamente constituye uno de los principales desafíos en las actividades de procesamiento de señales digitales. Por esta razón, se han propuesto diversas técnicas con el fin de disminuir este problema.(Salamea Palacios y Luna Romero 2019).En la Ilustración 2-34 se indica las señales musculares que se obtienen con un sensor electromiográfico colocado en el músculo bíceps.

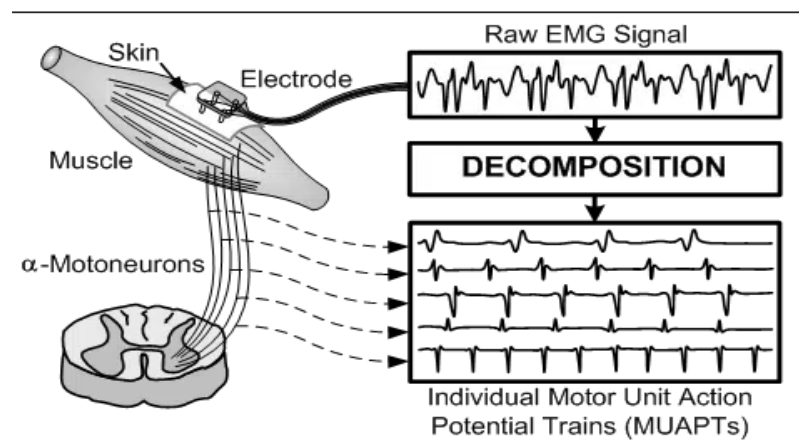


Ilustración 2-34: Procesamiento de datos obtenido de un sensor electromiográfico.

Fuente:(Salamea Palacios y Luna Romero 2019)

2.7 Celda de Peltier

2.7.1 Definición

El dispositivo termoeléctrico denominado Celda de efecto Peltier presenta un fenómeno físico que ocurre cuando una corriente eléctrica circula por la unión de dos metales o semiconductores diferentes, generando una absorción o liberación de calor entre sus dos caras, es decir, una cara se calienta mientras que la otra cara realiza un proceso de enfriamiento (Ver Ilustración 2-35) (Moreno-Parra, Pérez-Valdeblanquez y Garzón-González 2018).

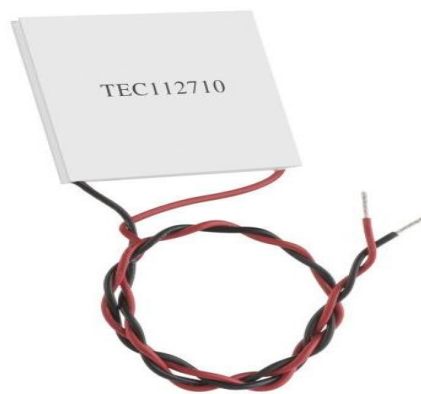


Ilustración 2-35: Celda de Peltier TEC112710

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.7.2 Estructura de la Celda de Peltier

La celda de Peltier puede estar configurada con una conexión en serie o una conexión en paralelo, por donde la corriente continua circula por la celda. Además, presenta dos superficies fabricadas con material cerámico aislante, las cuales experimentan cambios térmicos según la polaridad del voltaje y el valor de la corriente que atraviesa a la celda (Ver Ilustración 2-36). Finalmente, el núcleo de la celda está construido con un material conductor compuesto de dos metales diferentes o semiconductores de tipo P y tipo N interconectados entre sí (Moreno-Parra, Pérez-Valdeblanquez y Garzón-González 2018). Las celdas de Peltier disponibles en el mercado están fabricada con materiales semiconductores como el telurio de Bismuto y el Selenio de Antimonio, los cuales, permiten un eficaz aislamiento térmico. Este aislamiento impide que la alta temperatura en un lado afecte a la baja temperatura en la otra cara de la celda durante su operación. (Sandoval, Espinosa y Barahona 2007)

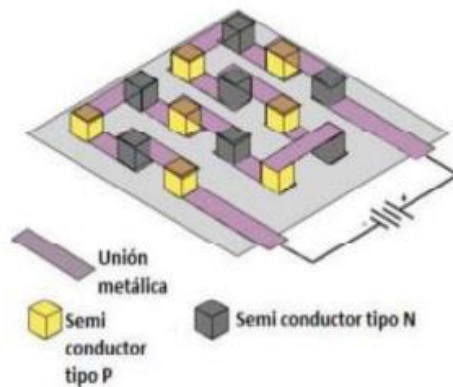


Ilustración 2-36: Estructura de la Celda Peltier

Fuente:(Sandoval, Espinosa y Barahona 2007)

2.7.3 Principio de Funcionamiento

Al inducir una corriente en la celda, se inicia el movimiento de electrones a lo largo de las placas metálicas y los bloques semiconductores. Por otra parte, durante el flujo de electrones desde un bloque tipo P hacia un bloque tipo N se evidencia una transición de menor a mayor en el nivel de energía. Esto da como resultado una absorción de energía, por ende, genera un efecto de enfriamiento. Si los electrones fluyen en sentido inverso, es decir, del bloque tipo N hacia un bloque tipo P se produce un calentamiento (Ver la Ilustración 2-37). Finalmente, un aspecto significativo de esta celda se da al invertir la dirección de la corriente, la parte que inicialmente absorbía calor ahora lo produce y viceversa (Sandoval, Espinosa y Barahona 2007). En la Ilustración 2-37 indica los efectos termoeléctricos, estos fenómenos, involucran la relación entre corriente y voltaje contra transferencias de calor y temperatura en el interior de la Celda.

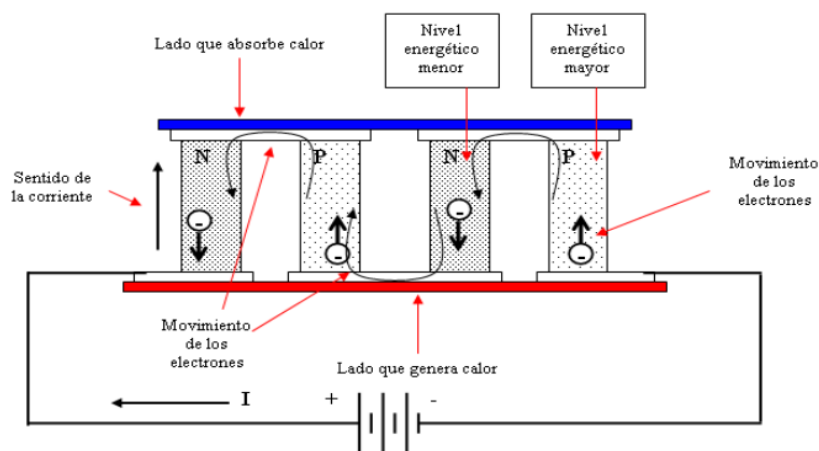


Ilustración 2-37: Operación de un Celda Peltier

Fuente:(Sandoval, Espinosa y Barahona 2007)

2.8 Hardware para una prótesis mioeléctrica

2.8.1 Sensores Musculares

Una prótesis mioeléctrica es aquella que se activa mediante un impulso eléctrico generado por un sensor que detecta las contracciones musculares denominadas señales electromiográficas (EMG). Los sensores utilizados comúnmente en prótesis y órtesis son:

2.8.1.1 Myoware

Este sensor brinda comodidad en el uso y aplicación por su tamaño reducido. También, cuenta con tres puntos de conexión al cuerpo, que son utilizados por electrodos, dos de ellos para medición de biopotenciales y el tercero como tierra relativa. Entre las ubicaciones óptimas en las extremidades se incluyen el antebrazo, el cuello, el bíceps y las pantorrillas (Artemyev y Bikmullina 2020).

Este sensor permite amplificar y filtrarla señal mioeléctrica de un músculo, para que pueda ser interpretada sin dificultad por cualquier microcontrolador con un convertidor analógico- digital (ADC). Generalmente, a medida que el grupo muscular analizado se contrae, los niveles de voltaje de la señal de salida se incrementan. («Pololu - Sensor muscular MyoWare» 2016). En la Ilustración 2-38 se muestra el sensor Myoware EMG para la adquisición de señales musculares del paciente.

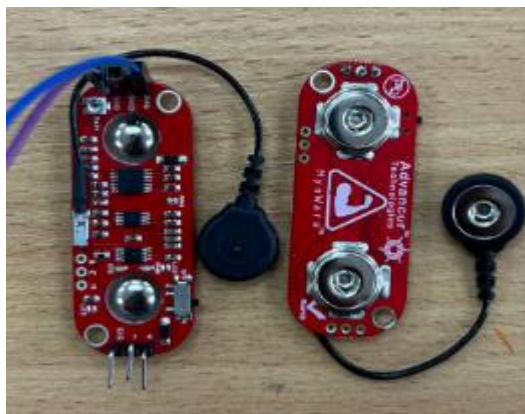


Ilustración 2-38: Sensor Muscular Myoware

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.8.1.2 Brazalete Myo armband

Myo armband es una pulsera que integra 8 sensores tipo Myoware que permite la adquisición de señales para gestión de dispositivos a distancia a través movimientos realizados por un usuario.

Además, este brazalete examina ocho variables que incluyen la posición angular del brazo, la fuerza aplicada a través del electro-miógrafo, la orientación mediante un giroscopio, la aceleración a través de un acelerómetro, un indicador de sincronización y un indicador del brazo en el que se coloca el brazalete.(Gudiño Lau et al. 2021) .En la Ilustración 2-39 se muestra el sensor Myo armban compuesto por 8 sensores tipo Myoware.



Ilustración 2-39: Brazalete Myo armband

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.8.2 *Sensores de temperatura*

La inclusión de un sensor de temperatura en una prótesis mioeléctrica contribuye a la seguridad del usuario y además genera una sensación cercana a la real durante el contacto de la prótesis con objetos que tienen un determinado nivel de calor. Esto mejora el rendimiento y la durabilidad del dispositivo brindando así una mejor experiencia a las personas.

2.8.2.1 *Sensor SHT25*

El sensor SHT25 es un dispositivo de medición de temperatura y humedad fabricado por Sensirion AG. Es parte de la serie SHT2x de sensores digitales que presenta algunas ventajas como son la alta precisión, interfaz digital, calibración digital, rango de operación y bajo consumo de energía. Se utilizan en aplicaciones para estaciones meteorológicas, dispositivos médicos, entre otros. Finalmente, este dispositivo está incluido en un paquete sin cables (DFN) de doble plano soldable por reflujo con dimensiones de 3x 3 x 11 mm, que ofrecen señales de sensor calibradas y linealizadas en formato digital I2C. (Sensirion 2008) .En la Ilustración 2-40 se indica el sensor SHT25 utilizado para el sensado de temperatura en tiempo real.



Ilustración 2-40: Sensor de temperatura y humedad SHT25

Fuente:(Sensirion 2008)

2.8.2.2 *Sensor DHT22*

El dispositivo DHT22 es un sensor digital que mide la temperatura relativa y la humedad, mediante condensadores y termistores que evalúan las condiciones del aire, generando una señal analógica que puede ser procesada por un microcontrolador. Su integración con microcontroladores como Arduino es sencilla y debido a su eficiencia y a su estabilidad, facilita su calibración, garantizando resultados exactos y precisos (Nurrahmi, Miseldi y Syamsu 2023). En la Ilustración 2-41 se indica el sensor de temperatura y humedad DHT22.



Ilustración 2-41: Sensor de temperatura y humedad DHT22

Fuente:(Nurrahmi, Miseldi y Syamsu 2023)

En la Tabla 2-6 se muestra un cuadro comparativo que consiste en la descripción de las ventajas y desventajas de los sensores DHT22 y SHT25.

Tabla 2-7: Sensores de temperatura para una prótesis mioeléctrica

Sensor	Ventajas	Desventajas
SHT25	Alta Precisión, alta resolución, calibración de fábrica, bajo consumo de energía, salida digital, amplio rango de voltaje de operación, compensación de temperatura.	Costo, es menos común en el mercado y sensibilidad a la contaminación química.
DHT22	Precisión, rango de medición amplio, fácil integración, salida digital, estabilidad, fácil implementación, bajo consumo de energía.	Sensibilidad a la condensación, tiempo de respuesta lento, no apto para condiciones extremas, calibración necesaria y resolución limitada.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.8.3 Servocontrolador USB Maestro

Los Servocontroladores USB Pololu Maestro proporcionan una resolución y estabilidad adecuados para lograr un control preciso y sin perturbaciones durante el funcionamiento de los servomotores RC. En sus características distintivas se incluyen los ajustes de velocidad independientes para cada servo, la posibilidad de desactivarlos y un mapeo avanzado de comandos de baja resolución para obtener un rango y resolución óptimos. («Pololu - Maestro USB Servo Controllers» 2016). En la Ilustración 2-42 se muestra el Servocontrolador USB Maestro utilizado para activación de los servomotores.



Ilustración 2-42: Servocontrolador USB Maestro

Fuente: («Pololu - Maestro USB Servo Controllers» 2016)

2.8.4 3D Scanner 2.0 de XYZ Printing.

El Scanner 2.0 se destaca tanto en la capacidad de escaneo como en la velocidad de procesamiento. También, tiene un alcance de funcionamiento desde 25 a 60 cm y una distancia de 20 a 120cm durante el proceso de escaneo. Brinda la flexibilidad y la eficiencia necesaria para escanear objetos de diversas formas y tamaño con relativa facilidad. Finalmente, ofrece una variedad de opciones de formato para la exportación de archivos, entre ellos: .stl, .obj, .fbx, y .ply. Se puede usar para la fabricación aditiva, desarrollo de juegos 3D, realidad virtual o demostraciones envolventes de realidad aumentada.



Ilustración 2-43: 3D Scanner 2.0 de XYZ printing

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.8.5 Baterías Lipo o fuentes de alimentación.

Estos dispositivos son los encargados de proveer la energía requerida para el adecuado funcionamiento del sistema. La propiedad fundamental de estas baterías es que pueden recargarse y proporcionar una corriente adecuada para diversas aplicaciones electrónicas (Ver Ilustración 2-44). Internamente estas baterías se dividen en celdas, su la cantidad depende del modelo, ya que está vinculado con la capacidad de corriente y voltaje que puede suministrar. Son ampliamente utilizadas en una variedad de dispositivos electrónicos, como teléfonos móviles, cámaras digitales, drones, juguetes con control remoto (RC), y otros dispositivos portátiles.



Ilustración 2-44: Batería Lipo

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.8.6 *Regulador de voltaje Buck.*

Un conversor step-down, también denominado regulador de voltaje Buck o reductor de voltaje, constituye un dispositivo electrónico diseñado para disminuir la tensión o voltaje de entrada (DC) proveniente de una fuente de energía. Su función principal es reducir eficientemente el voltaje a un nivel deseado de manera controlada. (Ver Ilustración 2-45).

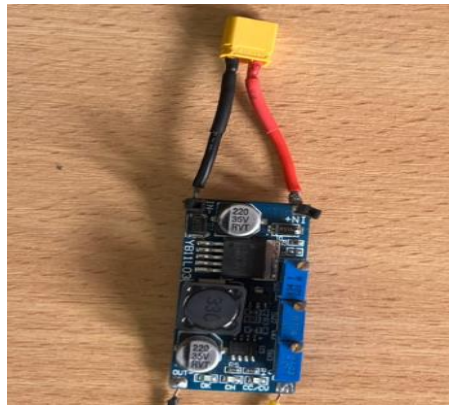


Ilustración 2-45: Conversor Step-Down

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

2.8.7 *Estructura de la Prótesis.*

Esta sección constituye la armazón de la prótesis, diseñada conforme a las necesidades y solicitudes específicas del paciente. Es importante señalar que incluye la componente mecánica encargada de activar el prototipo. Se pueden emplear diversos métodos para activar los

movimientos de los dedos de la prótesis mediante la activación de servomotores. Se tiene el sistema de poleas tipo halo (Ver Ilustración 2-46) o el control independiente de dedos.

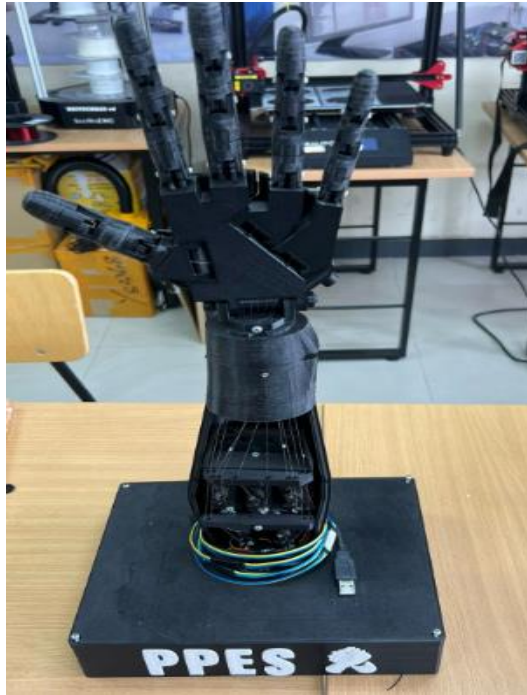


Ilustración 2-46: Estructura prótesis mioeléctrica

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

En este capítulo se presenta el diseño y creación de la prótesis mioeléctrica con sistema de transferencia de calor. Para ello es fundamental establecer las pautas y procedimientos que dirigirán las fases de investigación, diseño, fabricación aditiva, manufactura y evaluación del dispositivo en personas con amputación transradial. Además, se aborda de manera integral los aspectos técnicos, funcionales y ergonómicos de la prótesis creada, garantizando la eficiencia en la transferencia de calor y la respuesta óptima de señales EMG para mejorar la calidad de vida de los pacientes.

3.1 Metodología para el desarrollo de una prótesis mioeléctrica con transferencia de calor.

A continuación, se detalla minuciosamente el proceso de desarrollo y fabricación de una prótesis mioeléctrica transradial con transferencia de calor, a partir de los requisitos que debe cumplir el prototipo. Se presenta una descripción exhaustiva del diseño de hardware y software utilizado, desglosando cada fase de ejecución del proyecto, los componentes empleados, sus características técnicas y los esquemas electrónicos de los circuitos empleados para satisfacer los requerimientos planteados.

Dentro de los enfoques teóricos aplicados en este trabajo se incluye el método de revisión documental, el cual implica la investigación a través de libros, documentos científicos y páginas web relevantes en los idiomas español e inglés que servirán de base para el desarrollo de la prótesis mioeléctrica. El método de análisis y síntesis se utiliza con la finalidad de recopilar la información fundamental y puntual para plasmarla en el documento.

Finalmente, en los métodos empíricos se aplicaron técnicas de experimentación, medición y observación en diversas partes del trabajo, especialmente en el desarrollo de la programación, para la activación de los actuadores, controlar los sensores de temperatura juntamente con las celdas de Peltier en la prótesis planteada.

3.2 Requerimientos del prototipo de prótesis mioeléctrica transradial con transferencia de calor.

El prototipo debe cumplir y satisfacer los siguientes requerimientos:

- El diseño mecánico para la apertura y el cierre de la mano debe ser liviano y adaptable para el usuario.
- Permitir la comunicación con los sensores utilizados por la prótesis mioeléctrica con transferencia de calor.
- Debe contar con una batería para el funcionamiento autónomo durante un periodo de tiempo adecuado.
- El sensor de temperatura debe permitir la adquisición de valores del entorno donde se encuentre el paciente.
- Transmitir la temperatura real medida a las terminales ubicadas a la parte del brazo donde se coloca la prótesis, siempre y cuando no perjudique la salud de los pacientes con amputación transradial.
- Ser económico y accesible para todas las personas.

3.3 Enfoque global para el diseño de hardware del prototipo.

La idea principal planteada para el diseño CAD del prototipo de la prótesis mioeléctrica transradial con transferencia de temperatura se muestra en la Ilustración 3-1. En esta representación gráfica, se expone las etapas para el control de los actuadores lineales, sensores de temperatura, y celdas de Peltier.

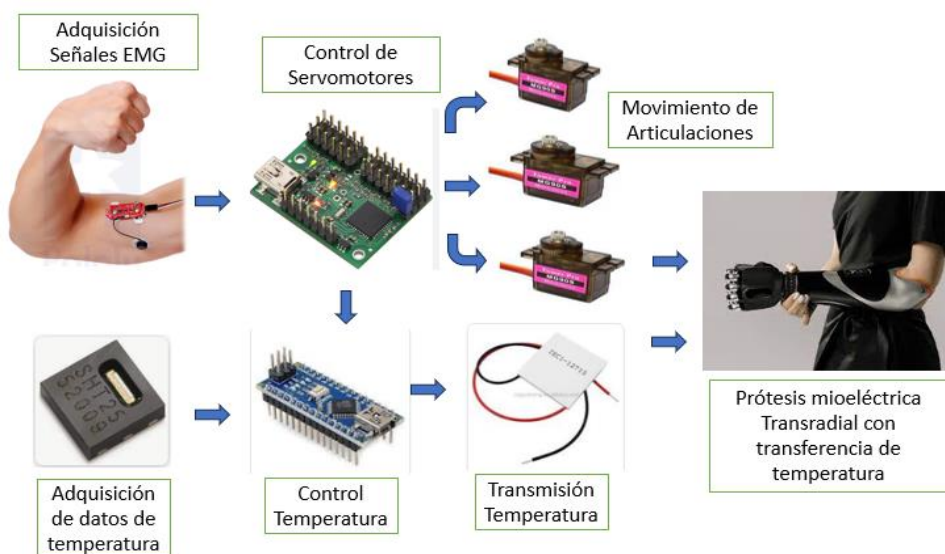


Ilustración 3-1: Concepción universal del prototipo de la prótesis EMG

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

La fase inicial del diseño del prototipo implica la activación y relajación de un músculo del brazo, ya que la prótesis será utilizada para una amputación bajo el nivel del codo. La segunda etapa se encarga de adquirir la señal EMG generada por el músculo. Finalmente, la tercera etapa permite adquirir la temperatura para que pueda ser transmitida mediante celdas de Peltier al muñón del paciente y generar la sensación de temperatura en el cuerpo humano. El muñón es la sección final del brazo donde se ha producido la amputación.

3.4 Elección del paciente.

La personalización de una prótesis mioeléctrica transradial con transferencia de calor permite adaptarse a cada usuario, considerando todos los aspectos físicos de su extremidad natural. Esto asegura que el diseño de la prótesis se ajuste a las necesidades y características propias de cada paciente. Para llevar a cabo esta implementación, el paciente seleccionado de la ciudad de Riobamba fue elegido debido a varios factores claves como: su nivel de amputación transradial, su proximidad para realizar diversas pruebas del prototipo y su experiencia previa con el uso de prótesis. Es importante destacar que es el primer prototipo desarrollado por el grupo de investigación IDIPM-001 utilizando este enfoque. En la Tabla 3-1 se detalla las características del paciente.

Tabla 3-1: Datos generales del paciente

Edad (Años)	35 años
Altura (m)	1.68 m (metros)
Peso (Kg)	70 kg (kilogramos)
Miembro faltante	Extremidad Derecha
Nivel de amputación	Transradial (349.40 mm desde el codo)
Razón de amputación	Nacimiento

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.4.1 Dimensiones Anatómicas de la mano del paciente

Para obtener las dimensiones anatómicas de la extremidad natural del paciente, se utilizó una cinta métrica y un escáner 3D. Este proceso se llevó a cabo bajo la supervisión y asistencia de los técnicos encargados del laboratorio del grupo de investigación IDIPM-001. (Ver Tabla 3-2)

Tabla 3-2: Medidas anatómicas de la mano del paciente

Parte de la mano izquierda	Medida (mm)
Longitud del dedo pulgar	55
Longitud del dedo índice	67.1
Longitud del dedo medio	75.2
Longitud del dedo anular	70.6
Longitud del dedo meñique	54.3
Ancho de la Palma	29.4
Longitud de la Palma	105.8
Ancho de la muñeca	59.50
Longitud del Antebrazo	168.40
Distancia de la palma a lo largo del dedo medio	181

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.4.2 Dimensiones Anatómicas de la extremidad amputada del paciente

El paciente presenta una amputación transradial nacimiento. Se realizaron las medidas requeridas para la creación del prototipo (Ver Tabla 3-3). La precisión de estas medidas para el diseño es de suma importancia, ya que, se busca lograr una simetría exacta con la extremidad no afectada. Además, dado que el proceso de escaneo no proporciona exactamente todas las medidas anatómicas del brazo, la mano y el muñón, esta etapa adquiere relevancia para el diseño personalizado de la prótesis para el usuario.

Tabla 3-3: Medidas anatómicas de la extremidad afectada del paciente

Parte de la extremidad	Medida (mm)
Distancia del codo hasta el muñón	100
Longitud del antebrazo	168.40
Diámetro del muñón	81.9

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5 Hardware.

A continuación, se detallan los procedimientos llevados a cabo en la elaboración y desarrollo físico y estructural de una prótesis transradial mioeléctrica. En la Ilustración 3-2 se presenta un esquema de bloques el cual presenta la estructura del hardware de acuerdo con los requerimientos establecidos.

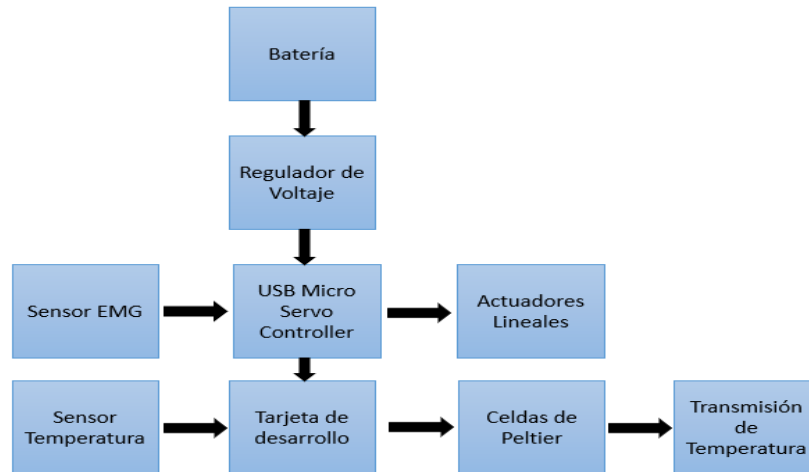


Ilustración 3-2: Esquema de bloques del Hardware para la prótesis.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.1 Componentes Físicos

La programación del sistema de electrónico de la prótesis transradial se lleva a cabo mediante una Tarjeta de desarrollo Arduino Nano y el Maestro USB Servo Controllers. Esto permite activar o desactivar los servomotores MG90S, así como gestionar la transmisión y control de la temperatura.

A continuación, se detallan los componentes físicos empleados en el hardware de la prótesis, seguido del análisis para la elección de los dispositivos.

- 3 Micro Servomotor Tower Pro MG90S
- Un Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller (Assembled)
- Celda Peltier TEC1-12710 40*40MM
- Sensores SHT25
- Un Sensor Muscular MYOWARE EMG
- Un Microcontrolador Arduino Nano
- Batería Lipo 450 mAh
- Módulo Reductor de Voltaje 3A LM2596 ajustable (STEP DOWN BACK)

3.5.1.1 Micro Servomotor Tower Pro MG90S

Una parte esencial en el desarrollo de la prótesis son los actuadores Micro Servomotor Tower Pro MG90S. El Servomotor fue seleccionado debido a las diversas ventajas que presenta como: tamaño compacto, peso ligero, precisión, control y asequibilidad para cumplir con los requerimientos establecidos. En la Ilustración 3-3 se muestra las dimensiones del servomotor para el control de apertura y cierre de mano de la prótesis.

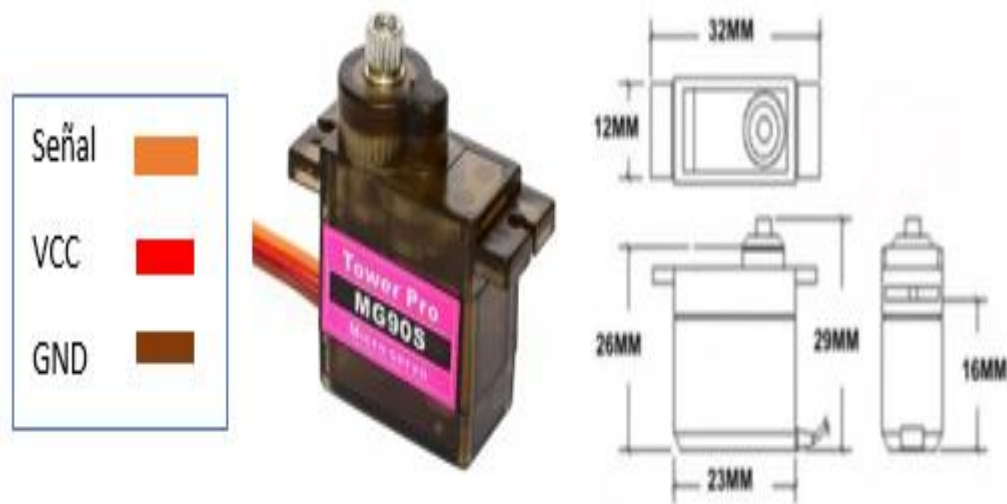


Ilustración 3-3: Micro Servomotor elegido para el mecanismo de apertura y cierre de mano.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Las especificaciones claves del micro servomotor MG90S se describen en la Tabla 3-4.

Tabla 3-4: Especificaciones del micro servomotor MG90S

Peso	13.4 g
Dimensiones	22.5 x 12 x 35.5 mm aprox.
Par de Torque	1.8kgf.cm (4.8V), 2.2Kgf.cm(6V)
Velocidad de Operación	0.1s/60° (4.8V), 0.08s/60° (6V)
Voltaje de Operación	4.8V – 6.0V
Ancho de banda muerta	5us

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.1.2 *Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller (Assembled)*

Este tipo de Microcontrolador fue seleccionado debido a su capacidad para el control de los motores utilizados para el cierre y apertura de la prótesis, así como por la capacidad para adquirir y procesar la señal analógica proveniente del sensor muscular Myoware EMG.

La velocidad de procesamiento de las señales analógicas es de 200 nanosegundos (ns). Esto garantiza un rendimiento mecánico y electrónico adecuado. También, proporciona la corriente necesaria para cada uno de los motores, permitiendo el movimiento de la prótesis en diferentes ángulos, de acuerdo con la señal del sensor.

Finalmente, el controlador incluye un puerto USB para la comunicación y programación a través de una computadora utilizando el software propietario de Polulo. Adicionalmente, este dispositivo se destaca por su tamaño compacto y tiene un precio de 29,95\$, junto con las características que se detallan en la Tabla 3-5.

Tabla 3-5: Especificaciones del Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller

Puertos	12
Puertos analógicos de entrada	12
Puertos digitales de entrada	0
Ancho	2,79 (cm)
Largo	3,61 (cm)
Peso	4,2 (g)
Dimensión del guion (SCRIPT)	8 (KB)

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En la Ilustración 3-4 se muestran los componentes principales de este controlador, como son los indicadores luminosos en verde, amarillo y rojo que se relacionan con el establecimiento de una conexión con la computadora, la alerta sobre posibles errores en la transmisión y la confirmación para transmitir datos a los motores. Por otra parte, los 12 canales disponibles se pueden utilizarlos como entradas o salidas de datos. En el caso de la programación de la prótesis transradial se asignó el canal 0 para la entrada analógica del sensor, mientras que los canales 1, 2 y 3 se utilizan como salidas hacia los servomotores.

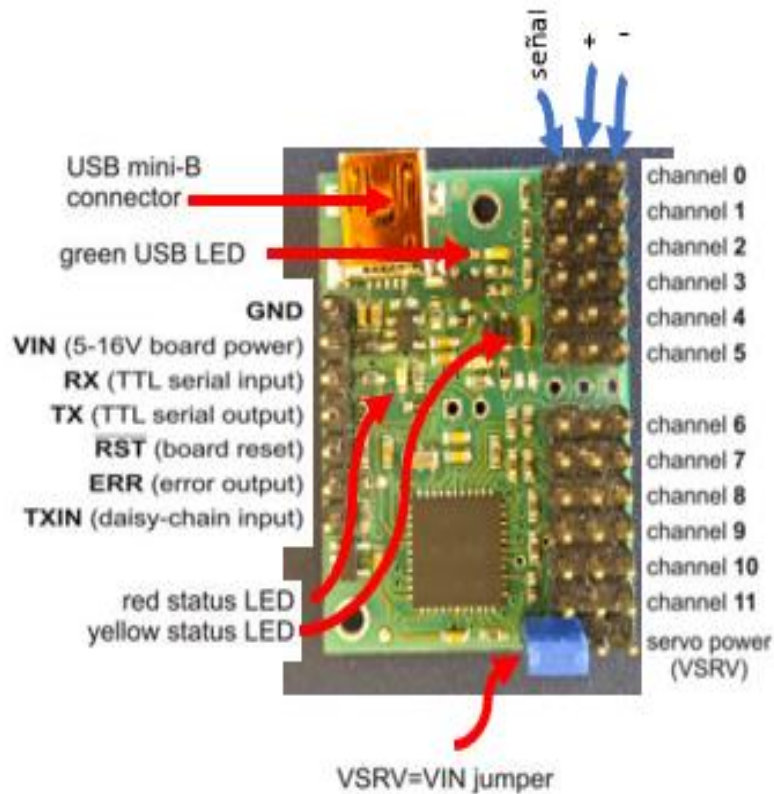


Ilustración 3-4: Esquema de bloques del Hardware para la prótesis.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Con la finalidad de dar autonomía al controlador, es necesario polarizar los pines de "servo power". Además, se requiere la conexión directa de los pines ubicados en el recuadro de color naranja de la Ilustración 3 -5, para vincular la fuente de voltaje de 5 voltios (V) y 1 amperio (A), ya que, este enlace conectará la alimentación de los motores con la circuitería interna del microcontrolador. Tanto la señal de entrada como salida de datos proveniente del sensor determinan los ángulos de movimiento de los motores.

Finalmente, este controlador facilita la distribución de corriente, considerando que la fuente de alimentación será compartida entre los motores y el sensor. Aunque tiene la capacidad de operar en un rango de 5 a 16 voltios (V), es importante señalar que, en este caso, todo el circuito funciona a 5 voltios.



Ilustración 3-5: Esquema de bloques del Hardware para la prótesis.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.1.3 Batería Lipo

Para la selección de la batería Lipo se realiza el cálculo de la corriente máxima que se consumirá durante el funcionamiento de los actuadores. Cada motor utiliza alrededor de 100 mA en términos de corriente pico, y se plantea el uso de tres actuadores para el control de apertura y cierre de la mano. Además, se tiene en cuenta una estimación de corriente en un rango de los 20mA para el módulo reductor de voltaje ajustable. Por tanto, la corriente máxima se estima en alrededor de 310mA como se muestra en la Ecuación 1.

$$\begin{aligned}
 I_{\text{máxima}} &= (I_m * 3) + I_{\text{consumo}} \\
 I_{\text{máxima}} &= (100\text{mA} * 3) + 10\text{mA} \\
 I_{\text{máx}} &= 310\text{mA}
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

Dado que el módulo reductor de voltaje seleccionado suele operar a 5V y el micro servomotor tienen un límite máximo de 6V, se ha elegido una batería Lipo de 3 celdas con una capacidad de 450mAh. En la Tabla 3-6 se detallan las características clave de esta batería Lipo para el uso autónomo de la prótesis mioeléctrica transradial.

Tabla 3-6: Características de una batería con capacidad de 450mAh

Cantidad de Celdas	3
Voltaje de operación máximo	11.1V
Medida	62 x 17 x19 mm
Amperaje	450mAh
Procedencia de la batería	Litio-Ion

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.1.4 Módulo Reductor de Voltaje 3A LM2596 ajustable (STEP DOWN BACK)

Es esencial ajustar la tensión proveniente de la batería Lipo para que sea compatible con la tarjeta de desarrollo y el controlador de servos, ya que ambos están diseñados para operar a 5V.

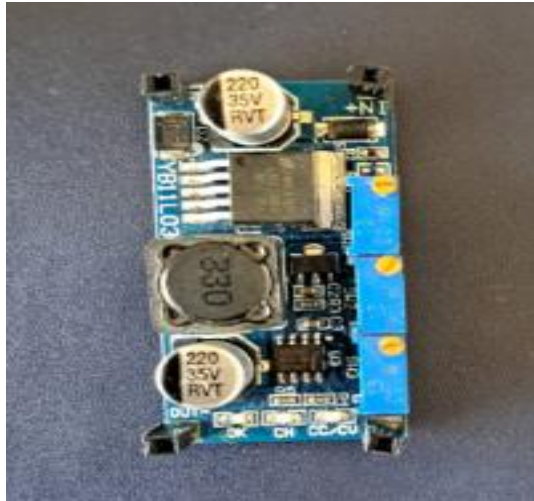


Ilustración 3-6: Módulo Reductor de Voltaje LM2596.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

El regulador de voltaje de 3A LM2596 (Ver Ilustración 3-6), es un dispositivo DC-DC de conmutación diseñado para ser alimentado por una batería de litio de 2 a 6 celdas. Su objetivo principal es generar un voltaje constante seguro para el receptor. Además de ser compacto y liviano presenta una protección contra la inversión de polaridad de la batería y posee un protector metálico que cubre los componentes electrónicos.

En la Tabla 3-7 se detallan las especificaciones más relevantes de este regulador de voltaje.

Tabla 3-7: Características de un regulador de voltaje LM2596

Tensión de Salida	Selección de voltaje variable entre 5-6 V
Flujo constante de corriente de salida	3A (Amperios)
Tensión de entrada	5.5 – 26 V (Voltios)
Dimensiones	43.6mm x 21mm x 14mm
Peso	0.008 kg (Kilogramos)

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.1.5 Tarjeta de Desarrollo Arduino Nano

La tarjeta de desarrollo elegida para la prótesis es el Arduino Nano. Este dispositivo tiene un tamaño compacto, capacidad de procesamiento, facilidad de programación en el entorno de Arduino IDE y una simple instalación de software debido a que es de código abierto para los usuarios.

Basado en el procesador ATMEGA328P, el Arduino Nano ofrece una funcionalidad similar a la del Arduino UNO, pero en un tamaño más pequeño. Se alimenta a través de un cable USB Mini-B en lugar de uno estándar. Las características técnicas se muestran en la Tabla 3-8.

Tabla 3-8: Características de la tarjeta de Desarrollo Arduino Nano

Microcontrolador Incorporado	ATMEGA328P
Voltaje de operación	5 V (Voltio)
Clock (Velocidad Reloj)	16 MHz (Hertz)
Entradas Analógicas	8
Tensión de Entrada	7- 12 V (Voltio)
Entradas y Salidas Digitales	22
Salidas de modulación de ancho de pulso PWM	6
Consumo Energético	19mA (Amperios)
Dimensiones de la placa de circuito (PCB)	18 x 45 mm
Peso	7 g (gramos)

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.1.6 Sensor de temperatura SHT25

Este sensor se ha seleccionado debido a sus diversas ventajas como la capacidad de medir la temperatura de manera precisa y fiable como se muestra en la Ilustración 3-7. Por otra parte, el sensor cuenta con una alta precisión, un rango de medición amplio, calibración de fábrica, comunicación I2C y lo más importante es de tamaño reducido con bajo consumo energético. En la Tabla 3-9 se da a conocer algunas de sus especificaciones.

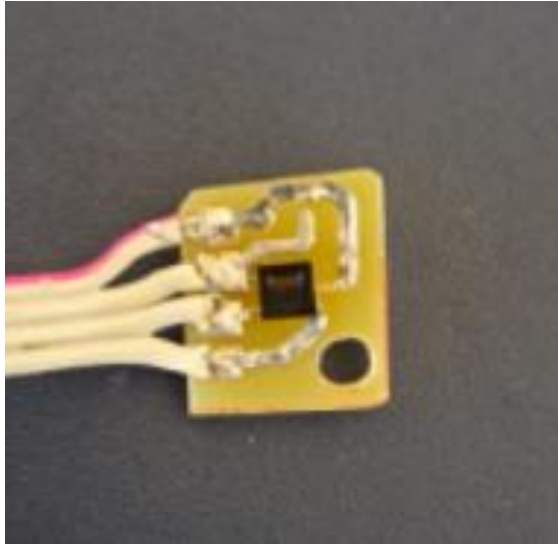


Ilustración 3-7: Sensor de temperatura y humedad SHT25.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Tabla 3-9: Características del sensor de temperatura SHT25

Voltaje de alimentación del sensor	2.1V hasta 3.6 V (Voltios)
Disipación de Potencia	3.2 uW (Watts)
Rango de medición de temperatura	-40°C hasta 125°C (Centígrados)
Comunicación	I2C
Corriente de Alimentación	0.4 uA (Amperios)

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.1.7 Sensor mioeléctrico MYOWARE EMG

Se optó por el sensor mioeléctrico MYOWARE EMG debido a que su ganancia ajustable para adaptarse a distintos usuarios. Por su versatilidad y tamaño facilita la adquisición de la señal muscular mediante el uso de electrodos superficiales. Además, cuenta con una etapa integrada de amplificación de señales. En la Ilustración 3-8 se muestra el sensor Myoware EMG para adquirir las señales musculares del paciente y activar los servomotores.

En Tabla 3-10 se muestra las características principales de funcionamiento del sensor electromiográfico.

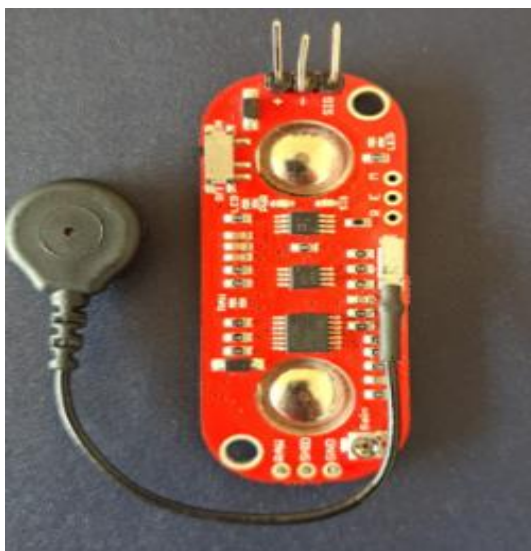


Ilustración 3-8: Sensor Myoware EMG.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Tabla 3-10: Características del sensor muscular MYOWARE EMG

Voltaje de alimentación del sensor	+3.3 V hasta + 5.7 V (Volt)
Ajuste de ganancia mediante potenciómetro	0.01 Ω - 100k Ω (ohm)
Nivel de voltaje en la señal de salida	3.3 o 5 V (Voltios)
Resistencia de Entrada (Impedancia)	110 G Ω (ohm)
Corriente de Alimentación	9mA

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.2 *Diseño Mecánico de la prótesis.*

Después de seleccionar al paciente y elegir los componentes para la prótesis mioeléctrica transradial con transferencia de calor, se realiza el diseño de los circuitos electrónicos para su funcionamiento. En primer lugar, la fase de diseño mecánico del prototipo, enfocándose en lograr la apertura y cierre de la mano con una sujeción efectiva utilizando las señales del miembro residual o muñón del paciente.

3.5.2.1 *Escaneo del miembro ausente y del miembro contralateral*

Para realizar este proceso se utiliza el escáner XYZscande Handy y el software de escaneo XYZ SCAN. Para esto, el paciente debe asistir a las instalaciones del Grupo de Investigación de fabricación de Prótesis, ubicado en la Facultad de Mecánica de la ESPOCH. Se llevaron a cabo escaneos tanto del miembro ausente en la extremidad izquierda como de la extremidad derecha

completa. En la Ilustración 3-9 muestra al paciente listo para ser escaneado y obtener los modelos 3D de sus extremidades superiores.



Ilustración 3-9: Escaneo de la extremidad natural izquierda.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

El escaneo tuvo una duración aproximada de 30 minutos, debido a que se realiza varias repeticiones para obtener todos los detalles para realizar un diseño personalizado acorde a las medidas obtenidas. Por otra parte, Utilizando el software XYZ SCAN, se capturó una imagen en 3D tanto de la extremidad completa como de la extremidad faltante, generando un archivo en formato STL, el cual servirá para el diseño CAD. Es importante tener en cuenta que el software de escaneo completa la superficie escaneada, por lo que los resultados pueden no ser exactos. Por ello se debe tomar medidas de toda su extremidad superior con una cinta métrica para obtener un diseño acorde a las necesidades del paciente. En la Ilustración 3-10 se indica el escaneo 3D de la extremidad amputada del paciente.



Ilustración 3-10: Escaneo de la extremidad faltante.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.2.2 *Ajuste de los archivos escaneados para obtener el muñón*

Para obtener una mejor definición de los archivos escaneados y eliminar las imperfecciones de la superficie del modelo o capas generadas al realizar el escaneo, es esencial utilizar el software Recap Photo de Autodesk que permitirá procesar y ajustar los archivos de escaneo tridimensional (Ver Ilustración 3-11).

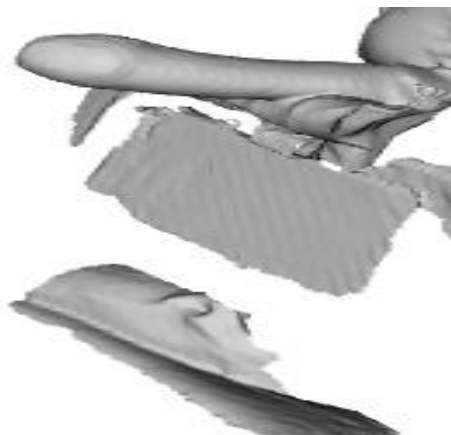
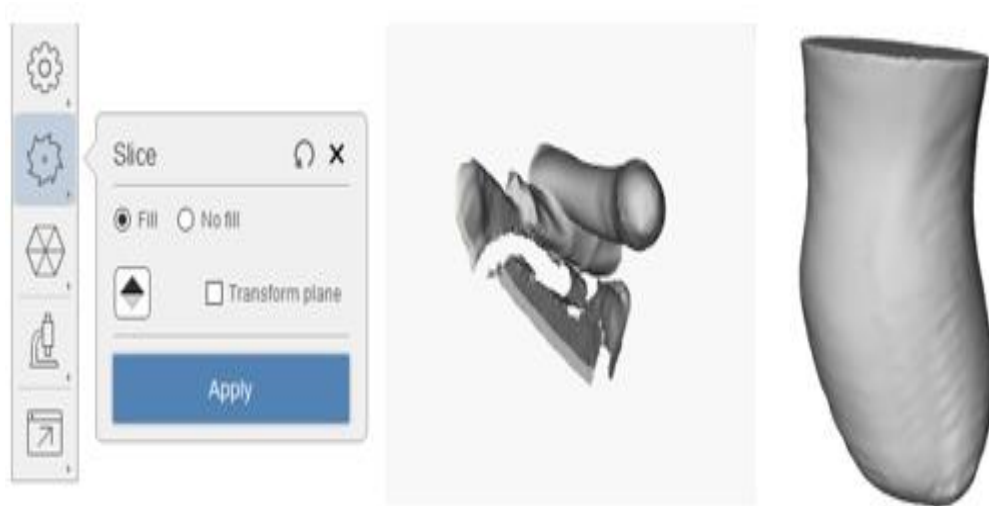


Ilustración 3-11: Extremidad faltante escaneada del paciente.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

A partir de esto, se llevan a cabo diferentes divisiones en la superficie escaneada de la extremidad amputada del paciente utilizando la función Slice o Corte del programa Recap Photo para adquirir el diseño del muñón del paciente con todos los detalles necesarios (Ver Ilustración 3-12).



. **Ilustración 3-12:** Uso de la función Slice para obtener el muñón.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.2.3 *Diseño de la mano en Meshmixer de Autodesk*

Después de realizar las divisiones correspondientes, utilizan las herramientas de esculpido digital proporcionadas por el software Meshmixer de Autodesk. Este software permite mejorar la definición de la mano del paciente y además generar el diseño respectivo para el movimiento mecánico de la mano para la apertura y cierre de forma similar a la extremidad natural del paciente.

Para poder corregir todos los problemas de escaneo se utilizaron diferentes herramientas que nos brinda el software Meshmixer. Se utilizó la herramienta de brushes la cual permite realizar operaciones en modelos tridimensionales como esculpir, suavizar, aplanar y texturizar. También, se usó las herramientas de la sección “Analysis”, para mejorar las características geométricas mediante el análisis de espesores, análisis de superficies, corte y sección, análisis de malla y la visualización de las curvaturas de la mano escaneada. Finalmente, se usó la sección “Select” que proporciona herramientas esenciales para realizar diversas modificaciones focalizadas en diferentes regiones del objeto. Después de seleccionar una parte específica del modelo se puede aplicar diversas operaciones como traslación, suavizado, etc. Esto proporciona un control

detallado y específico del objeto obteniendo una malla sin imperfecciones y esculpiendo la forma bajo las consideraciones del paciente (Ver Ilustración 3-13).

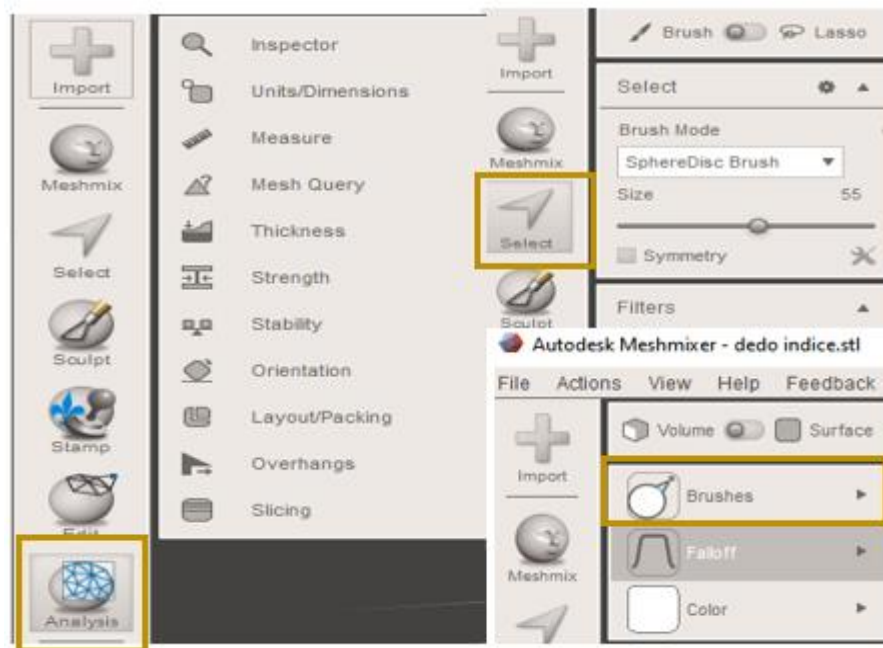


Ilustración 3-13: Herramientas utilizadas para esculpir la mano escaneada del paciente.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Los resultados al aplicar todas las herramientas se presentan en la Ilustración 3-14. El modelo genera una mano sin huecos e imperfecciones para continuar con el diseño de las demás partes de la extremidad y acoplarla al movimiento mecánico,

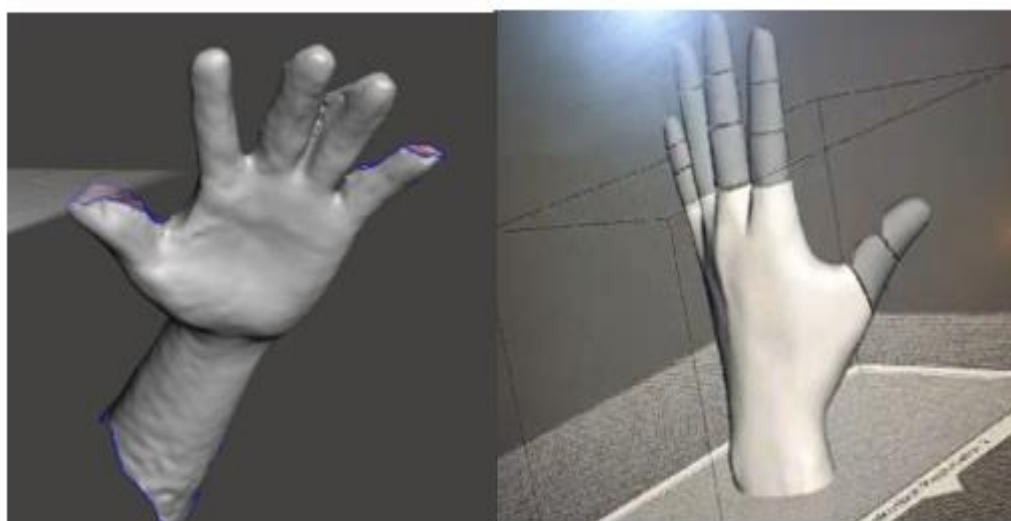


Ilustración 3-14: Mano tratada en Meshmixer.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Para el diseño de la apertura y cierre de la mano se integran los servomotores. Para ello, se implementaron cortes de 45° hacia arriba y hacia abajo en cada dedo, imitando así el movimiento de las articulaciones de una mano humana. Además, se crearon tubos con un diámetro de 2 mm, conectados a los servomotores mediante hilos, que al activarse, la prótesis realiza los movimientos proporcionando una mayor funcionalidad a los pacientes con amputación transradial. Finalmente, se ha modificado la apertura entre los dedos de la mano para evitar choques al momento de realizar el movimiento (Ver Ilustración 3-15).

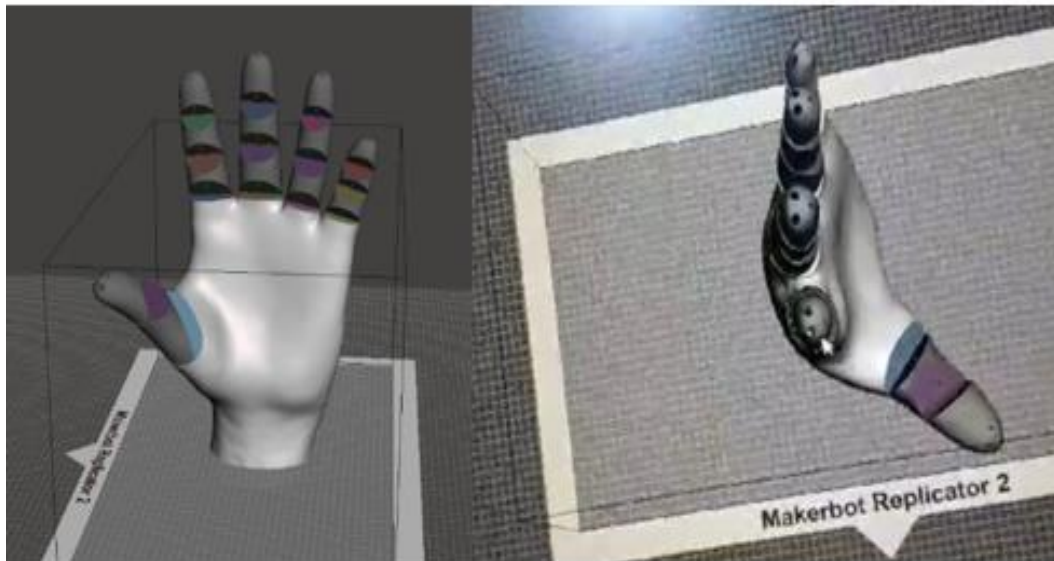


Ilustración 3-15: Cortes de 45° en cada dedo y Orificios para la unión con los servomotores.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.2.4 *Diseño de inserción de elásticos para el movimiento de la mano en Fusion 360 de Autodesk.*

Después de efectuar los cortes y perforaciones en Meshmixer, se importa la malla de la mano y los dedos creados para, proceder a la elaboración de nuevos cortes mediante la creación de planos y la extensión de la malla de los dedos para que coincidan con orificios en la parte dorsal. El diseño de estos orificios está concebido para la inserción de elásticos que facilitan el retorno de los dedos a su posición original para la apertura de la mano.

Es importante señalar que en el entorno de Fusion 360, los objetos coloreados representan estructuras de malla, mientras que las áreas en color negro, correspondientes a la palma y dorsal de la mano, están modeladas como sólidos (Ver Ilustración 3-16).



Ilustración 3-16: Diseño de la inserción de elásticos para el movimiento de la mano.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.5.2.5 *Diseño del muñón y antebrazo del paciente en Fusion 360 de Autodesk.*

Para este diseño, se emplea la malla del muñón del paciente en Fusion 360 de Autodesk. Se inserta la malla del muñón y se la transforma utilizando los modelos de T-splines a B-rep para crear un cilindro en el entorno de la malla. Luego, utilizando las herramientas disponibles en la sección de mallas, se genera puntos de conexión entre el cilindro y la malla, logrando así un modelo sólido similar. La parte final del muñón también es rellenada para un cierre adecuado.

Posteriormente, se crea un plano en el eje z y se diseña dos circunferencias con diámetros de 81.9 mm y 76.9 mm para establecer un acople. Es esencial destacar la importancia de aplicar un grosor de 2 mm para emparejar las curvaturas y de esta forma evitar molestias al paciente durante el uso de la prótesis.

El proceso finaliza con un corte longitudinal en el muñón para adaptar la prótesis al paciente y garantizar un ajuste cómodo para evitar posibles irritaciones en la piel. En la Ilustración 3-17 se muestra el proceso para obtener el socket del muñón del paciente.

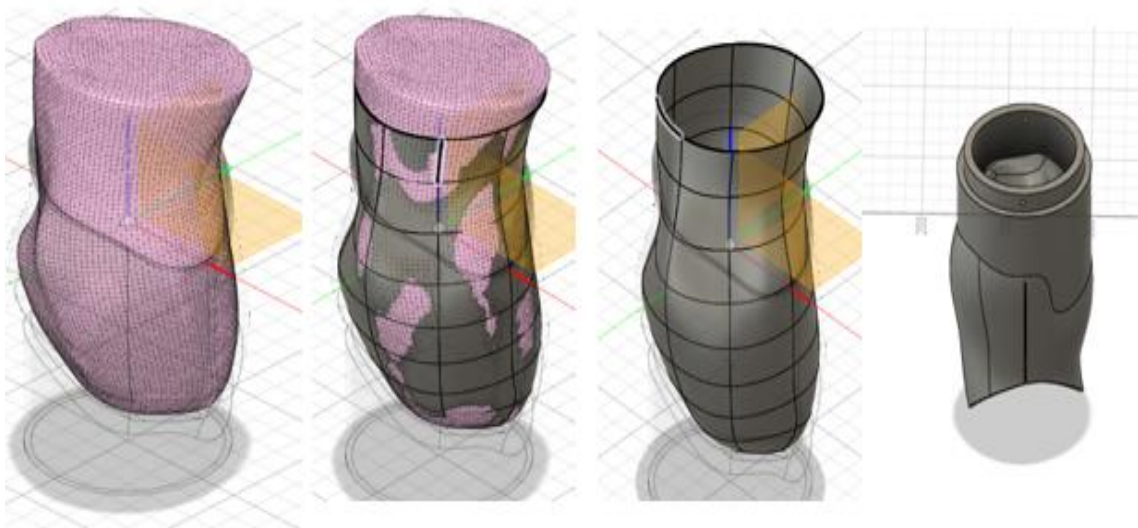


Ilustración 3-17: Diseño del muñón del paciente.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En la siguiente etapa, se procede a diseñar el antebrazo. De manera similar, se implementa un acoplamiento en la muñeca de la mano, asegurado mediante un tornillo, con el fin de prevenir movimientos imprevistos y garantizar el cumplimiento de los requisitos de apertura y cierre de la mano. Además, se integran las dimensiones necesarias para los servomotores y todos los componentes electrónicos para el funcionamiento. Finalmente, se realiza el ensamblaje de todas las piezas creadas para luego proceder a su impresión. (Ver Ilustración 3-18).

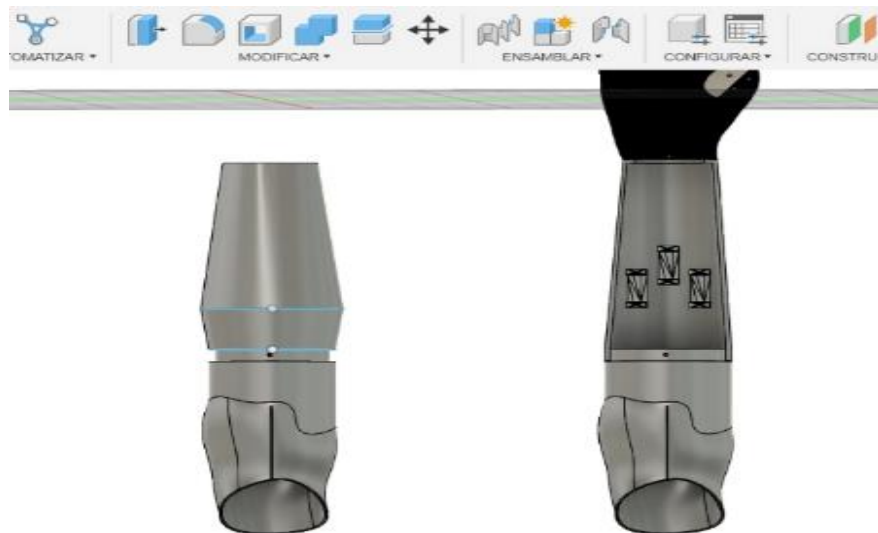


Ilustración 3-18: Montaje de toda la extremidad diseñada.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.6 Software

En esta sección, se detalla el desarrollo del software para el funcionamiento de la prótesis. En este se explora el sistema de adquisición de señales EMG, junto con el procesamiento digital realizado mediante el software Maestro Control Center (Polulo). La Ilustración 3-19 representa de manera global el flujo del software desarrollado para el control de movimiento de apertura y cierre de la mano de la prótesis transradial.

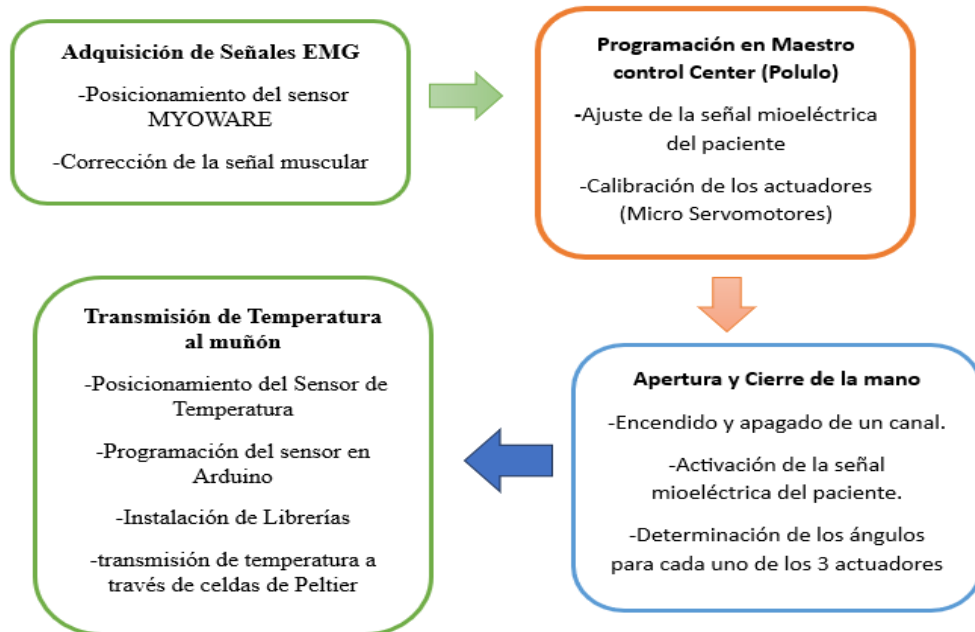


Ilustración 3-19: Adquisición y procesamiento de señales EMG.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.6.1 Adquisición de señales sensor MYOWARE EMG.

Las señales mioeléctricas del paciente se adquieren mediante el sensor Myoware, En esta sección se busca detalla el proceso de adquisición y procesamiento de las señales a partir del sensor Myoware.

3.6.1.1 Posicionamiento del sensor Myoware

Para garantizar el apropiado desempeño del sensor Myoware, es de suma importancia seleccionar una localización específica en el cuerpo del paciente. Dado que el individuo no posee movilidad en la extremidad izquierda y se requiere un músculo funcional capaz de generar señales durante

una contracción que puedan ser detectadas por el sensor, se ha considerado el músculo bíceps para la toma de señales, , como se evidencia en la Ilustración 3-20.

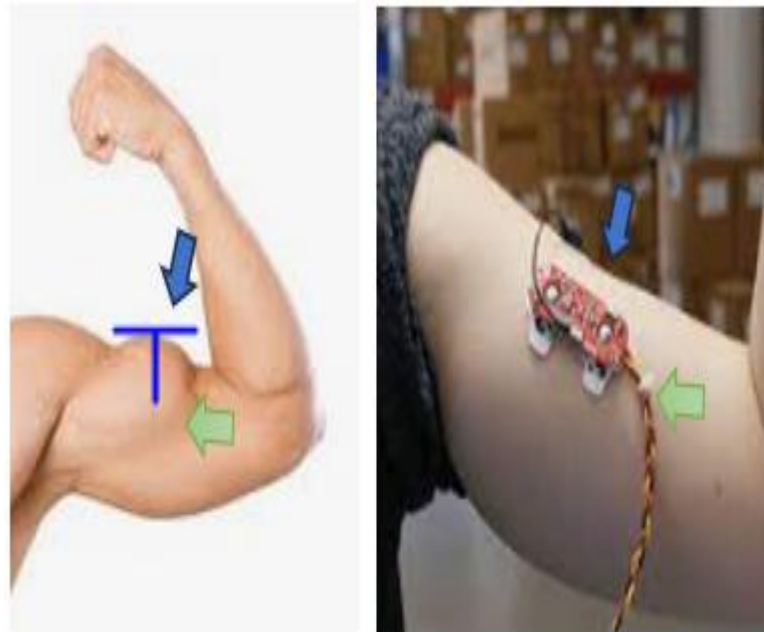


Ilustración 3-20: Colocación del sensor Myoware sobre el músculo bíceps.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

La fuerza y calidad de la señal adquirida por el sensor muscular se ven significativamente afectadas por la posición y orientación de los electrodos y el músculo, ya que, mediante una contracción muscular la señal EMG activa los servomotores. Por otra parte, es crucial ubicar los electrodos en el centro del grupo muscular y alinearlos con la dirección de las fibras musculares como se indica en la Ilustración 3-20.

El bíceps es un músculo bastante extenso según su anatomía. La eficacia del sensor está influenciada por la posición precisa en el centro del músculo y en la dirección adecuada durante la adquisición de señales EMG. En la Ilustración 3-21 se expone el sensor con sus electrodos ubicados en distintas posiciones del bíceps, de la que se obtiene una señal de salida con distintos valores de intensidad.

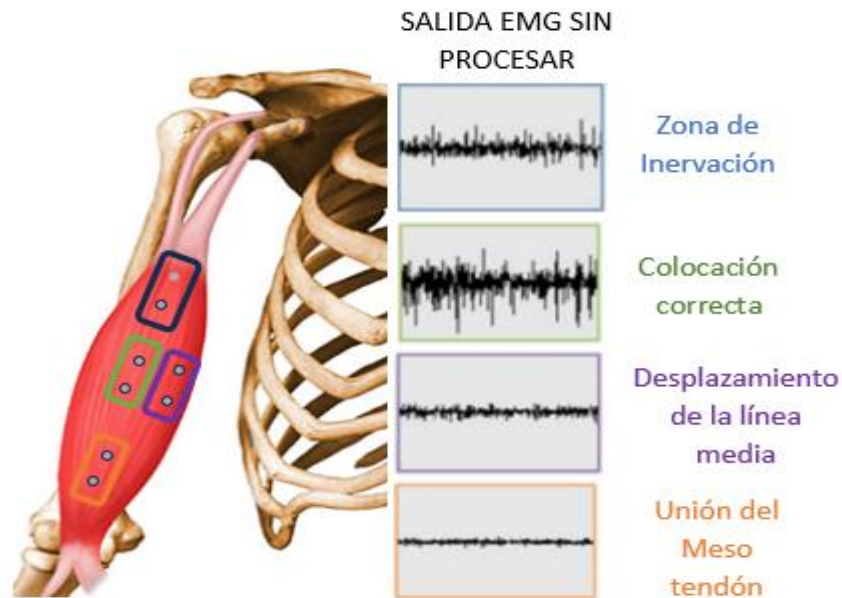


Ilustración 3-21: Señales generadas dentro del músculo según la ubicación.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

A continuación, se detallan los pasos para la colocación del sensor Myoware:

- Identificar el grupo muscular para obtener las señales EMG (por ejemplo, bíceps, antebrazo, pantorrilla).
- Realizar una limpieza del área muscular con jabón y gel antibacterial para eliminar la suciedad en la piel humana.
- Despegar la parte de los adhesivos que tienen los electrodos para que sea colocado en la piel sobre la zona seleccionada.
- Posicionar el sensor en el músculo seleccionado de manera que uno de los tres electrodos conectados esté ubicado en el centro del cuerpo muscular, mientras que los otros deben alinearse en la dirección de la longitud muscular.
- Colocar el electrodo de referencia en una parte ósea como puntos de tierra para la señal
- Conectar el sensor a una tarjeta de desarrollo. El sensor cuenta con tres pines señal, tierra y VDD.

3.6.1.2 Corrección de la señal electromiográfica muscular (EMG)

El sensor muscular envía una señal analógica al microcontrolador o tarjeta de desarrollo. Esta señal está amplificada, rectificadora e integrada, y es compatible con un convertidor analógico a digital (ADC) del microcontrolador. En la Ilustración 3-22 se muestra la señal EMG en color púrpura que representa la señal amplificada, rectificadora e integrada obtenida por el sensor Myoware.

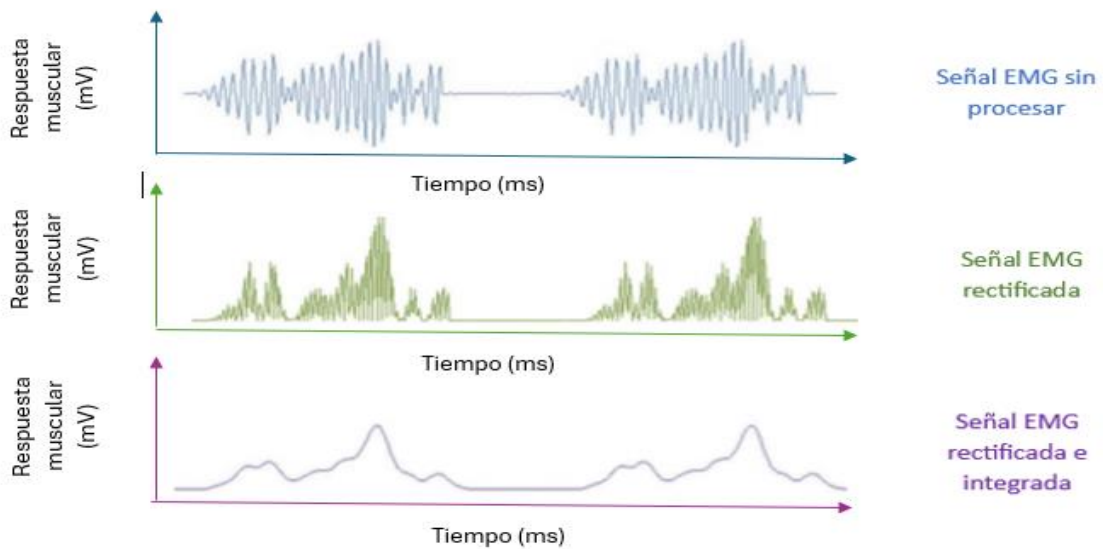


Ilustración 3-22: Comparación entre la Señal EMG sin rectificar y la Señal EMG rectificadora.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.6.2 Programación del Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller (Assembled)

En el interior de la placa del Mini Maestro 12-Channel USB Servo Controller se encuentra un microcontrolador (PIC18F4550), el cual utiliza un lenguaje de programación específico en Maestro Control Center de Polulo. El microcontrolador se divide en dos áreas de trabajo: 1) para visualización en tiempo real, reacción y depuración en pantalla donde se puede monitorear las acciones del programa; y 2) para la creación de un script o archivos para bloques de código.

En primer lugar, se verifica la conexión del microcontrolador en la sección Connected to del Ide de Arduino, y se selecciona el número de controlador correspondiente como se muestra en la Ilustración 3-23. Para asegurarse de que el microcontrolador está funcionando correctamente, se observa si el led verde está encendido, caso contrario existiría problemas de conexión.

En segundo lugar, se asignan etiquetas a las entradas y salidas de datos que se utilizan, especificando el modo en que serán interpretadas por el controlador. Se define, por ejemplo, que el sensor 1 será una entrada (Input), mientras que Servo 1, Servo 2 y Servo 3 se configurarán como salidas (Servo) como se presenta en la Ilustración 3-20. Al utilizar el término Servo, el programa comprende automáticamente que estas son salidas y enviará grados de movimiento a los canales, como se resume en la Tabla 3-11.

Tabla 3-11: Formato de información en el controlador

Nombre	Modo (Formato de Información)	Canal
Myo Ware	Input	0
Servo 1	Servo	1
Servo 2	Servo	2
Servo 3	Servo	3

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

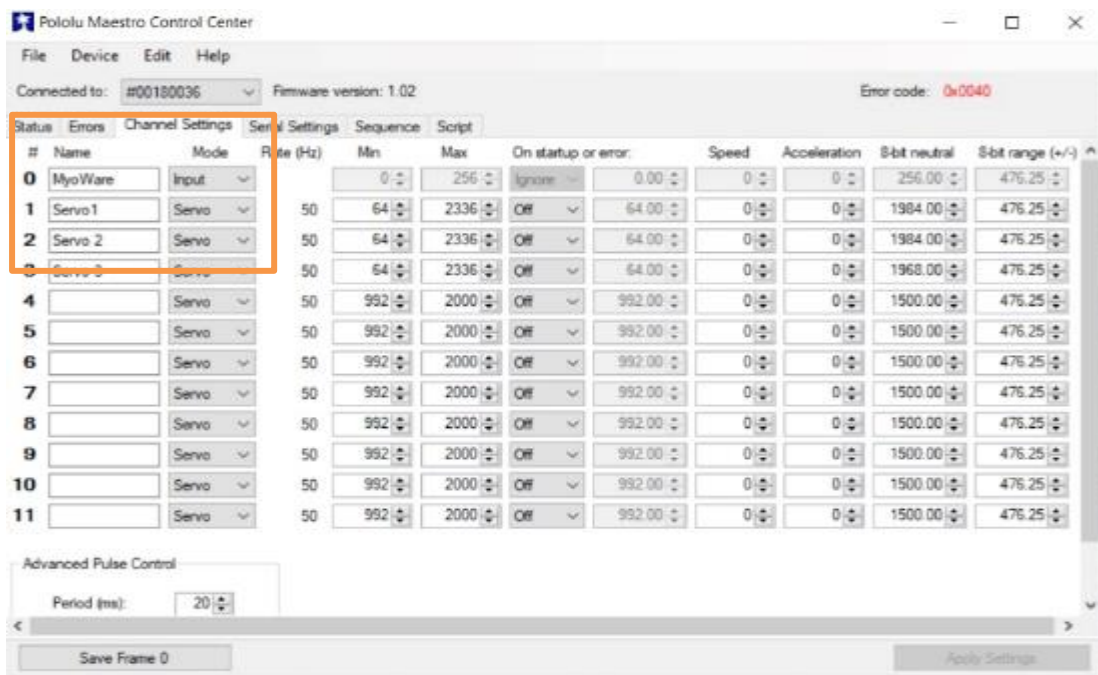


Ilustración 3-23: Manual de Pololu, configuración inicial de los canales

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En la Ilustración 3-23, se realizaron ajustes en tiempo real para establecer los valores que serán adoptados por los servomotores, dando como resultado los datos presentados en la Tabla 3-12.

Tabla 3-12: Pines asignados al controlador

Servo	Ampliar la apertura de la mano hasta alcanzar los 180°	Reducir la apertura de la mano a un ángulo de 90°.
Servo 1	2336	64
Servo 2	2336	64
Servo 3	2336	64

Realizado por: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En este caso, para activar la apertura de la mano se asigna un valor de 2336 a los motores, mientras que para cerrarla se utiliza el valor de 64. Por otra parte, el programa interpreta estos valores según la Ilustración 3-24, representando la relación entre 90° y 180° para la activación de los servomotores. Adicionalmente, la posición predeterminada para cuando el sistema está apagado es abierta la mano y permanece en esa posición hasta que reciba energía y procese nueva información cumpliendo así los requerimientos.

Se realizó un ajuste en el valor del “bit neutral” (Ver Ilustración 3-24). El valor para abrir la mano es ahora de 1984 para cada servomotor cuyo objetivo es ajustar la comunicación entre el controlador y los dispositivos usados en formato de 8 bits.

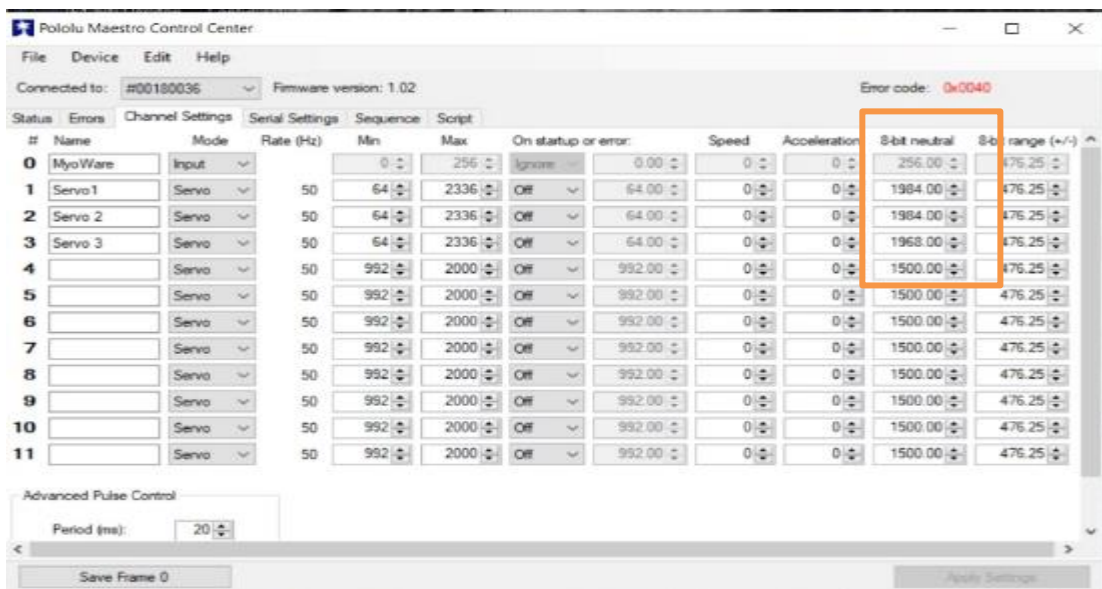


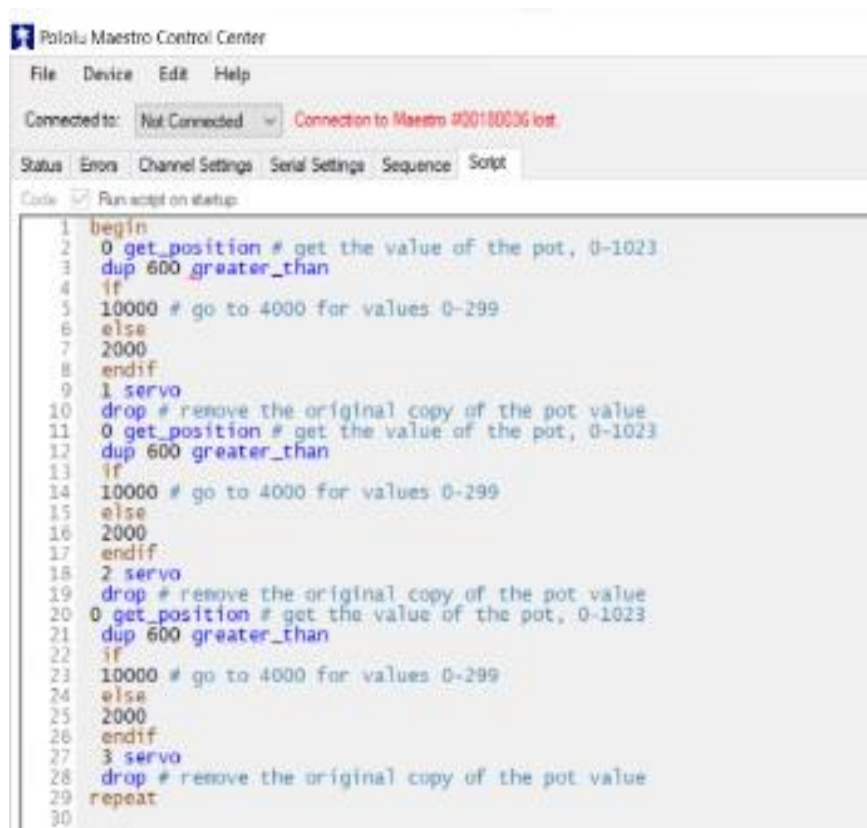
Ilustración 3-24: Valor de los servomotores en estado sin carga.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En el programa principal, la señal del sensor varía de 0 - 255 microsegundos en respuesta a cambios de voltaje que están en el intervalo de 0 - 5 V (Voltios). Sin embargo, el script interpreta estos valores como rangos de 0 - 1023.

Para procesar la señal, se establece un rango utilizando histéresis, es decir, el sistema responde de manera diferente al cambio previo de una variable. La señal del sensor, originalmente de 0 - 1023, se ajusta para reflejar una relación de 0 - 3.6 V (Voltios), considerando un máximo de 5 V proveniente de la fuente de alimentación. Por otra parte, los valores mínimo y máximo de activación del sensor en el programa son 0 - 736.56 es decir de 0 a 3.6V (Voltios).

De este modo, se establecen dos intervalos para la digitalización de la señal: de 0 - 600 permite considerar un valor lógico cero para los motores, mientras que de 300 - 1023 se considera un valor lógico de uno. Con esta configuración, se define un rango operativo. Por lo tanto, cuando las señales van de 0 - 600, se envía la instrucción a los motores para que abran la mano, mientras que superior a 600 se usa para cerrarla como se muestra en la Ilustración 3-25.



```
Pololu Maestro Control Center
File Device Edit Help
Connected to: Not Connected Connection to Maestro #00180036 lost
Status Errors Channel Settings Serial Settings Sequence Script
Code Run script on startup
1 begin
2 0 get_position # get the value of the pot, 0-1023
3 dup 600 greater_than
4 if
5 10000 # go to 4000 for values 0-299
6 else
7 2000
8 endif
9 1 servo
10 drop # remove the original copy of the pot value
11 0 get_position # get the value of the pot, 0-1023
12 dup 600 greater_than
13 if
14 10000 # go to 4000 for values 0-299
15 else
16 2000
17 endif
18 2 servo
19 drop # remove the original copy of the pot value
20 0 get_position # get the value of the pot, 0-1023
21 dup 600 greater_than
22 if
23 10000 # go to 4000 for values 0-299
24 else
25 2000
26 endif
27 3 servo
28 drop # remove the original copy of the pot value
29 repeat
30
```

Ilustración 3-25: Valor de los servomotores en estado sin carga.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En la Ilustración 3-26 se presenta el diagrama de flujo de la programación que controla la apertura y cierre de la mano de la prótesis utilizando las señales musculares del sensor Myoware que activan los tres servomotores de manera coordinada.

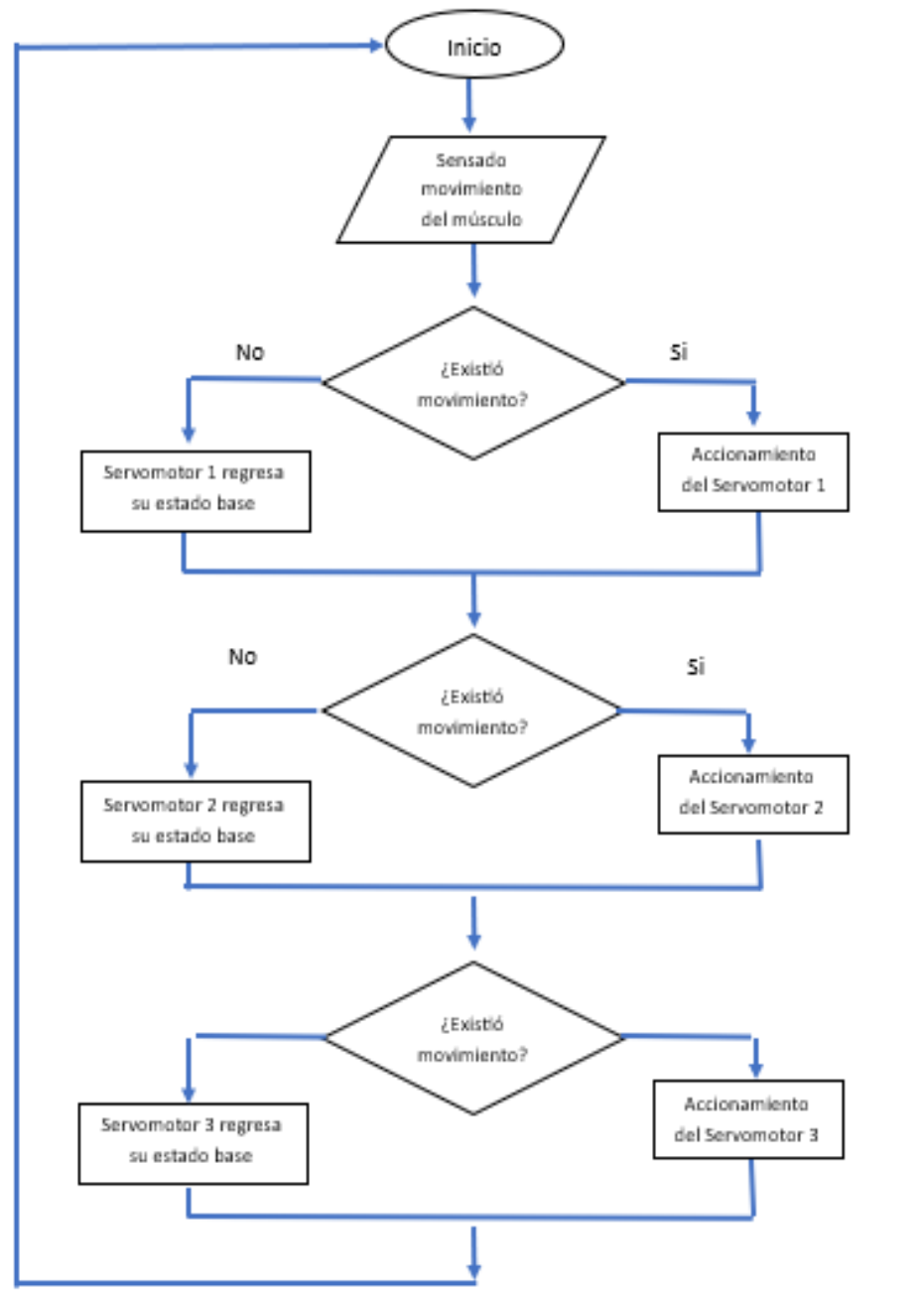


Ilustración 3-26: Activación de los servomotores por las señales EMG del paciente.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.6.3 Programación en Arduino

El microcontrolador Arduino presenta la ventaja de ser programable mediante el Software (IDE) de Arduino, el cual, es de código abierto y utiliza el lenguaje C++ proporcionando un entorno de programación didáctico y fácil de usar. A continuación, se detallan los procesos realizados durante la etapa de programación de la prótesis mioeléctrica transradial.

3.6.3.1 Instalación de Librerías.

Para iniciar la lectura de datos de sensor de temperatura seleccionado, es necesario instalar la librería SHT2X disponible en el gestor de librerías de Arduino. En el entorno de programación de Arduino, acceder al administrador de librerías desde el menú Herramientas o mediante la combinación de teclas Ctrl+Shift+I. Posteriormente, escribir en el buscador "SHT2X" y hacer clic en instalar. Este proceso puede demorar algunos minutos según la velocidad de la conexión a Internet. (Ver la Ilustración 3-27).

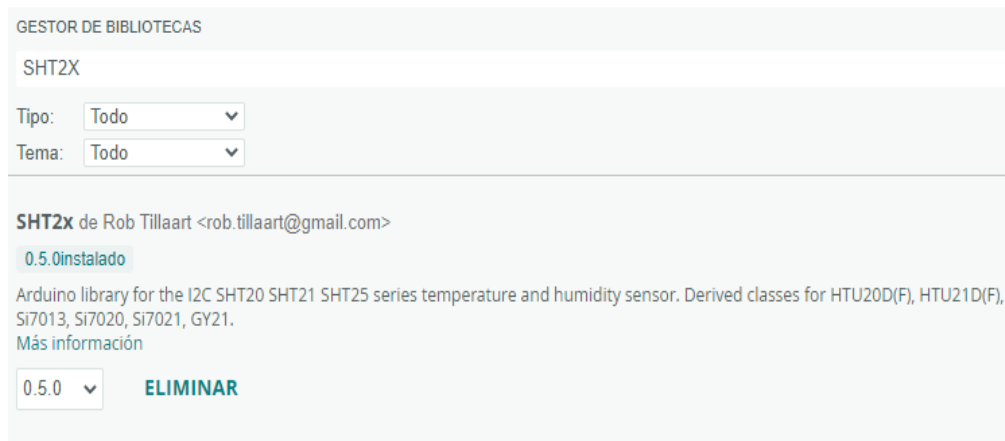


Ilustración 3-27: Instalación de la librería SHT2X.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Para establecer una comunicación efectiva entre el sensor y el microcontrolador Arduino Nano, además de instalar la biblioteca SHT2X, se debe incorporar la declaración de la librería Wire en el script durante la programación. Esta librería facilita la comunicación con dispositivos I2C como se muestra en la Ilustración 3-28

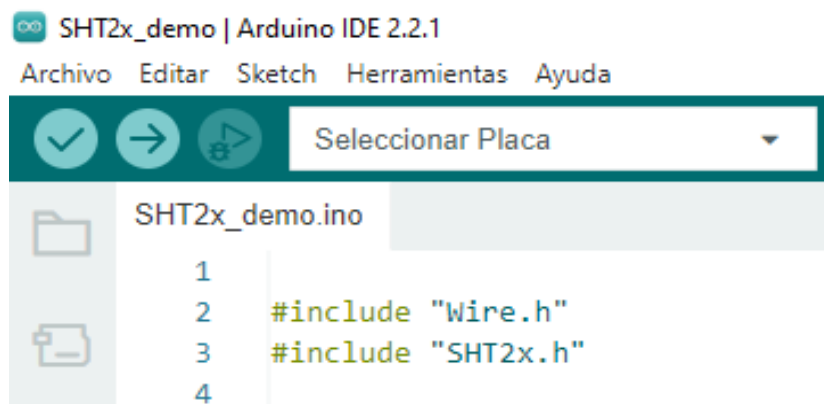


Ilustración 3-28: Declaración de librerías Wire y SHT2X.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.6.3.2 *Ajuste de los sensores de temperatura de alta precisión SHT25*

Al incluir las bibliotecas mencionadas, se declaran dos variables del tipo SHT2x, que hacen referencia a los sensores, denominados “sensor1” y “sensor2”. Posteriormente, se inicializa la comunicación I2C para los sensores durante la medición de temperatura con los sensores SHT25.

En la función “loop ()”, se declara cuatro variables de tipo flotante (float) para registrar y almacenar la temperatura y humedad de ambos sensores. Se realiza la medición del primer sensor con la función “sensor1.read()”, la cual actualiza los valores de medición. Se ha agregado un retraso de un segundo ante de la próxima medición mediante el uso de un “delay (1000)”.

Finalmente, para regular la Celda Peltier, se asignaron condiciones basadas en tiempo hasta alcanzar una temperatura máxima de 50°C. Esto significa que cuando uno de los dos sensores alcance una temperatura entre 20°C y 50°C, se activará un pin de salida del Arduino Nano durante un periodo determinado de tiempo para permitir que la celda alcance dicha temperatura. Esto proporcionará al paciente una sensación térmica adecuada y protegerá la integridad del usuario y de la prótesis mioeléctrica. (Ver Ilustración 3-29).

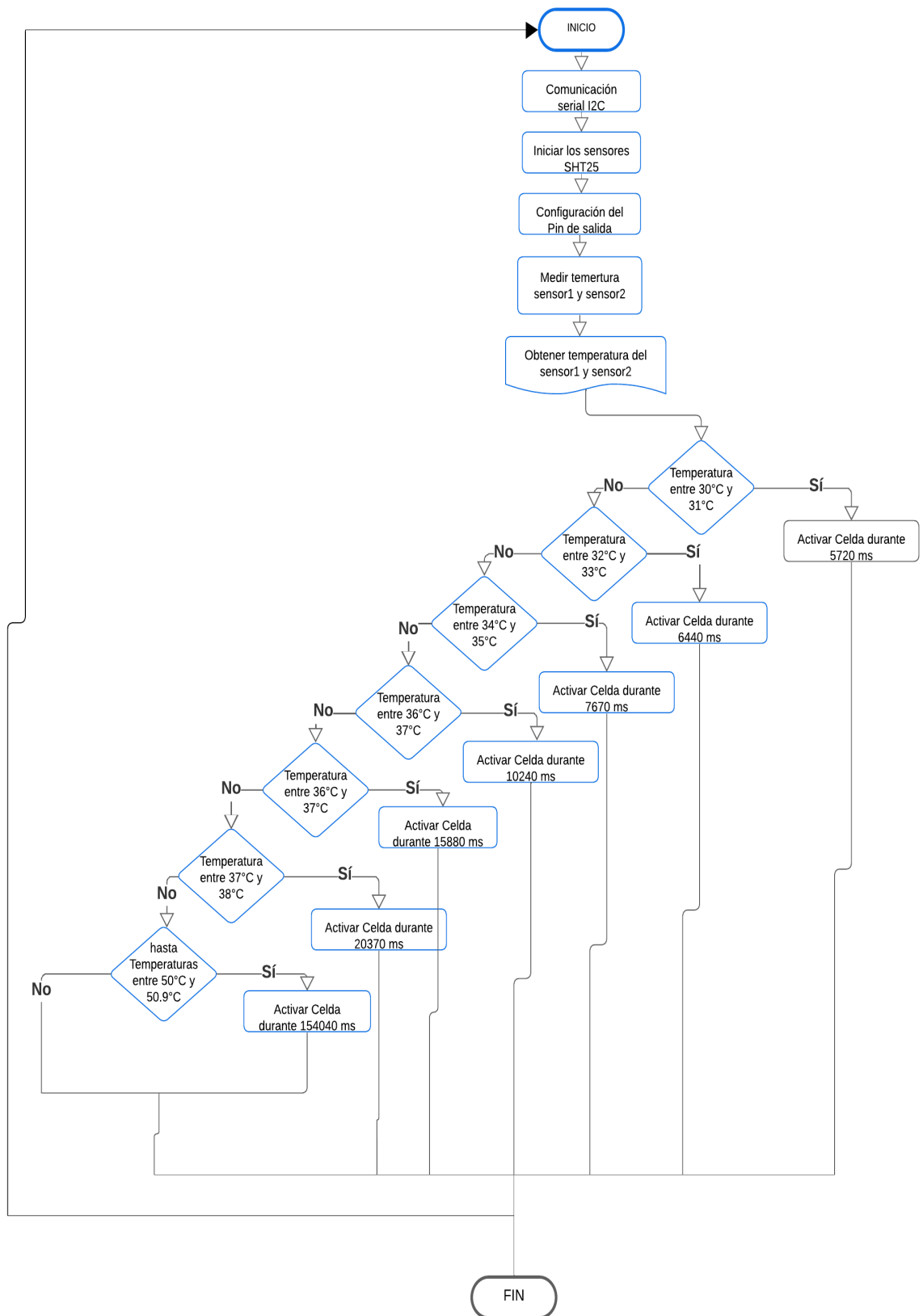


Ilustración 3-29: Diagrama de flujo para los sensores de temperatura y Celda Peltier.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.7 Circuitos Electrónicos

En esta sección, se detallan todos los circuitos que forman parte de la configuración electrónica de la prótesis mioeléctrica transradial con sensado de temperatura.

3.7.1.1 Alimentación del Circuito

Antes de conectar la batería con los demás componentes electrónicos, es crucial examinar su nivel de voltaje y llevar a cabo un ciclo completo de carga balanceada para cumplir con un trabajo autónomo eficaz y eficiente para el paciente. La batería elegida con las especificaciones mencionadas está equipada con un conector XT60U-F hembra con protección. Este voltaje alimenta tanto a la tarjeta de desarrollo como al controlador de los servomotores. Asimismo, es necesario integrar un conector mini USB tipo B macho, ya que la tarjeta de desarrollo seleccionada (Arduino Nano) utiliza un puerto USB (Ver la Ilustración 3-30).

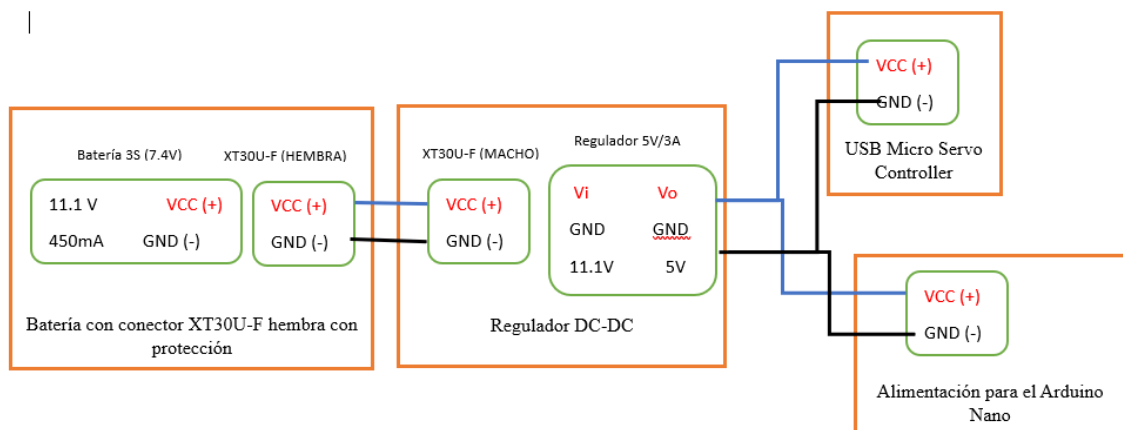


Ilustración 3-30: Esquema gráfico que muestra la alimentación de los circuitos.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Para limitar los valores de voltaje se implementa un regulador de DC-DC. En el circuito, se ha añadido un convertidor step-down mediante el integrado LM2596 para alimentar todo el circuito con una tensión de 5V. Este voltaje se distribuirá tanto a los motores como al sensor.

3.7.1.2 Circuito electrónico del sistema de control para los actuadores.

Una de las notables ventajas de integrar el USB Micro Servo Controller es que elimina la necesidad de fabricar una placa individual para conectar los tres servomotores. La placa del controlador facilita la conexión directa de los 3 pines (VCC, GND y SEÑAL) hasta 12

servomotores. Por otra parte, es crucial destacar que la alimentación del controlador es independiente. En la Ilustración 3-31 se presenta la conexión entre el controlador y los actuadores.

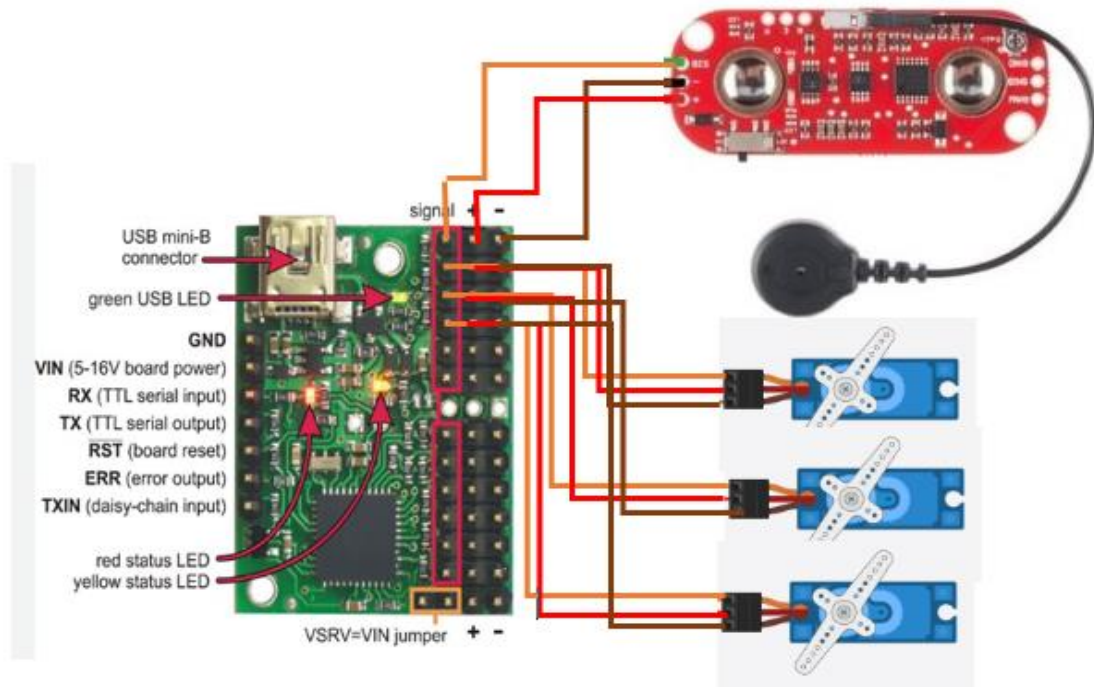


Ilustración 3-31: Enlace entre el controlador y los servomotores.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.7.1.3 Circuito electrónico del sistema de control para el sensado de temperatura.

Para asegurar un funcionamiento adecuado del sensor SHT25 es esencial realizar las siguientes conexiones:

- Conectar los pines "Vcc" de los tres sensores al pin de alimentación de 3.3 V del Arduino Nano.
- Conectar los tres pines "GND" de los sensores al pin de tierra (GND) del microcontrolador.
- Conectar los pines "SDA" de los sensores al pin A4 y los pines "SCL" al pin A5 del Arduino Nano, según se detalla en la Ilustración 3-32.

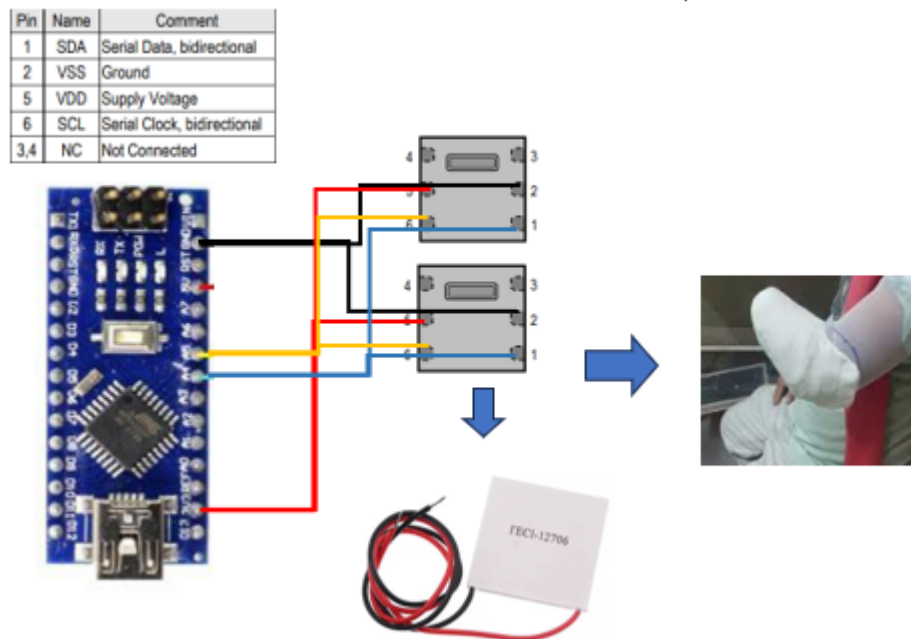


Ilustración 3-32: Enlace entre el controlador y los servomotores.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.7.1.4 Diseño Esquemático y Placa PCB para el sensor SHT25

depara la creación del diseño esquemático y la placa PCB se utiliza el software Proteus 8 Professional. Dentro del proyecto se agrega el componente del sensor SHT25 desde la librería del propio software, siguiendo las indicaciones proporcionadas en la Ilustración 3-32.

Una vez completado el esquemático, se procede a seleccionar la opción "Herramientas" y utilizar la función "Enrutador Automático" para obtener una disposición inicial. Posteriormente, se ajustan las componentes de acuerdo con el diseño de la prótesis. Luego, se emplea la herramienta de enrutamiento para conectar las pistas entre los pines de los componentes, agregando etiquetas a las pistas para facilitar su identificación.

Tras finalizar el diseño esquemático, se deben generar los archivos Gerber necesarios para la fabricación de la PCB para el montaje del sensor SHT25 en el sistema. En la Ilustración 3-34 se presenta el diseño esquemático del sensor SHT25 para la medición de temperatura en tiempo real.

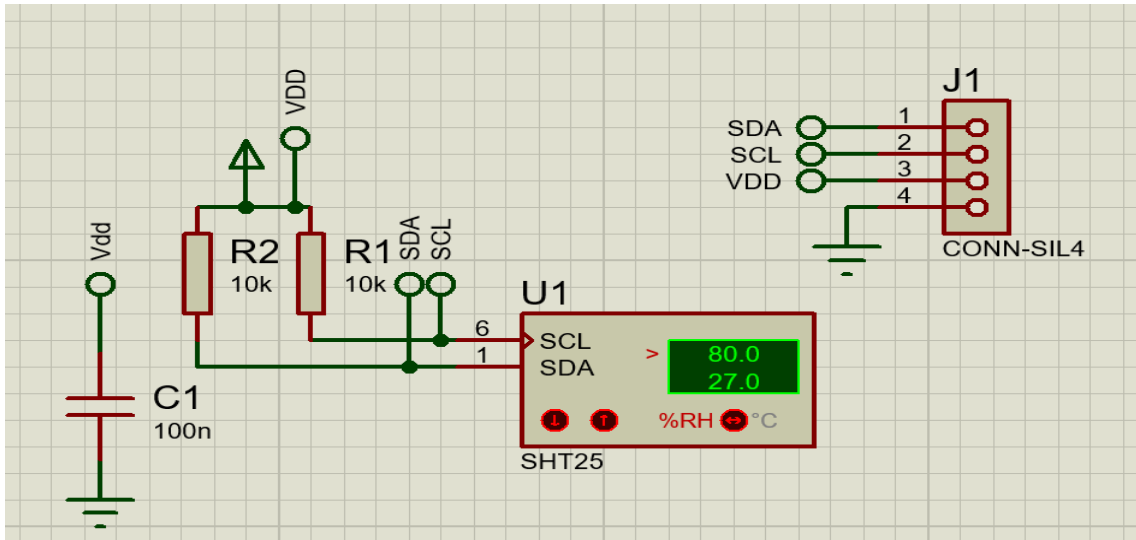


Ilustración 3-33: Diseño esquemático del sensor SHT25

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

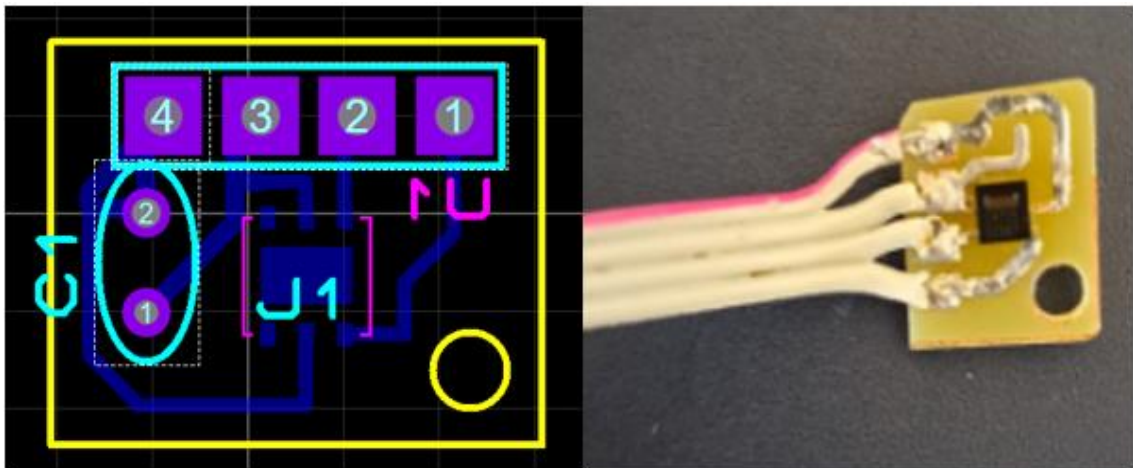


Ilustración 3-34: Diseño y Montaje de la placa PCB

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.7.1.5 *Diseño Esquemático para el control de la Celda de Peltier para la transferencia de calor.*

En el diseño esquemático para el control de la Celda de Peltier se utiliza un Optoacoplador PC817 con la finalidad de establecer un aislamiento óptico entre estos dos circuitos. Esto se debe a que la corriente suministrada por el Arduino resulta insuficiente para satisfacer las necesidades de corriente de la Celda Peltier. Por lo tanto, se usa la tarjeta de desarrollo mencionada como un switch. Esta acción activa el transistor de forma óptica generando una corriente proporcional a la intensidad de luz recibida, lo cual permite controlar la Celda Peltier de manera efectiva.

Además, el terminal “GATE” del MOSFET IRFZ44N se conecta a una resistencia de 22 ohmios para activar el paso del voltaje al optoacoplador. Se incorpora una resistencia de 100k ohmios en el terminal “SOURCE” del MOSFET. Para concluir, se coloca una carga que simula la funcionalidad de la Celda Peltier en paralelo con un diodo de protección, evitando que la corriente fluya directamente hacia el convertidor DC/DC.

A pesar de que la Celda de Peltier tiene la capacidad de operar con 12 V se ha optado por usar una alimentación de 5 V por motivos de seguridad para el paciente. Esto debido a que la celda puede alcanzar temperaturas mayores a 70°C que pueden producir daños en el usuario. Por otra parte, los 5 V permiten alcanzar una temperatura en la Celda de 50°C. La Ilustración 3-35 muestra el diseño del circuito realizado para el control de la Celda de Peltier.

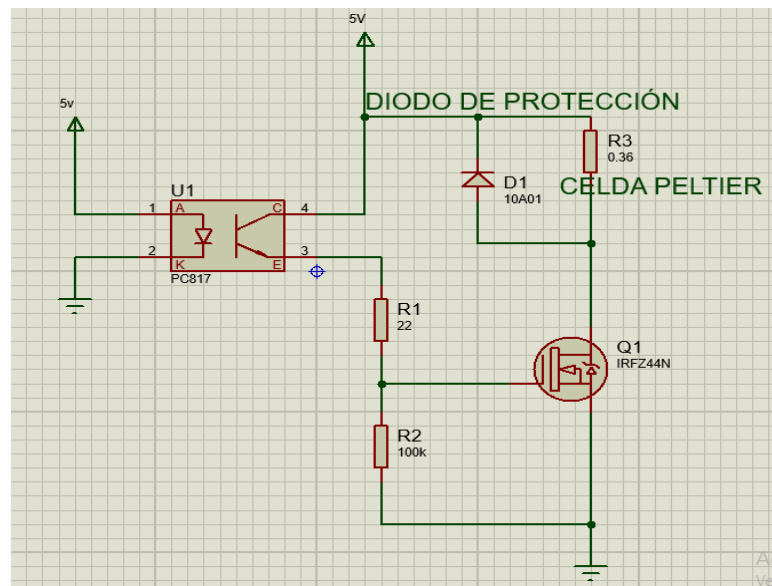


Ilustración 3-35: Diseño del circuito elaborado para el control de la Celda Peltier

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

3.7.1.6 Representación gráfica del circuito utilizado en la prótesis.

En la Ilustración 3-36, se presenta un esquema tridimensional del circuito asociado al modelo de prótesis mioeléctrica. El diagrama describe la conexión entre cada componente. Es importante señalar que, a pesar de que este circuito ofrece una visión preliminar del prototipo realizado, se trata de una versión simplificada de la configuración integral.

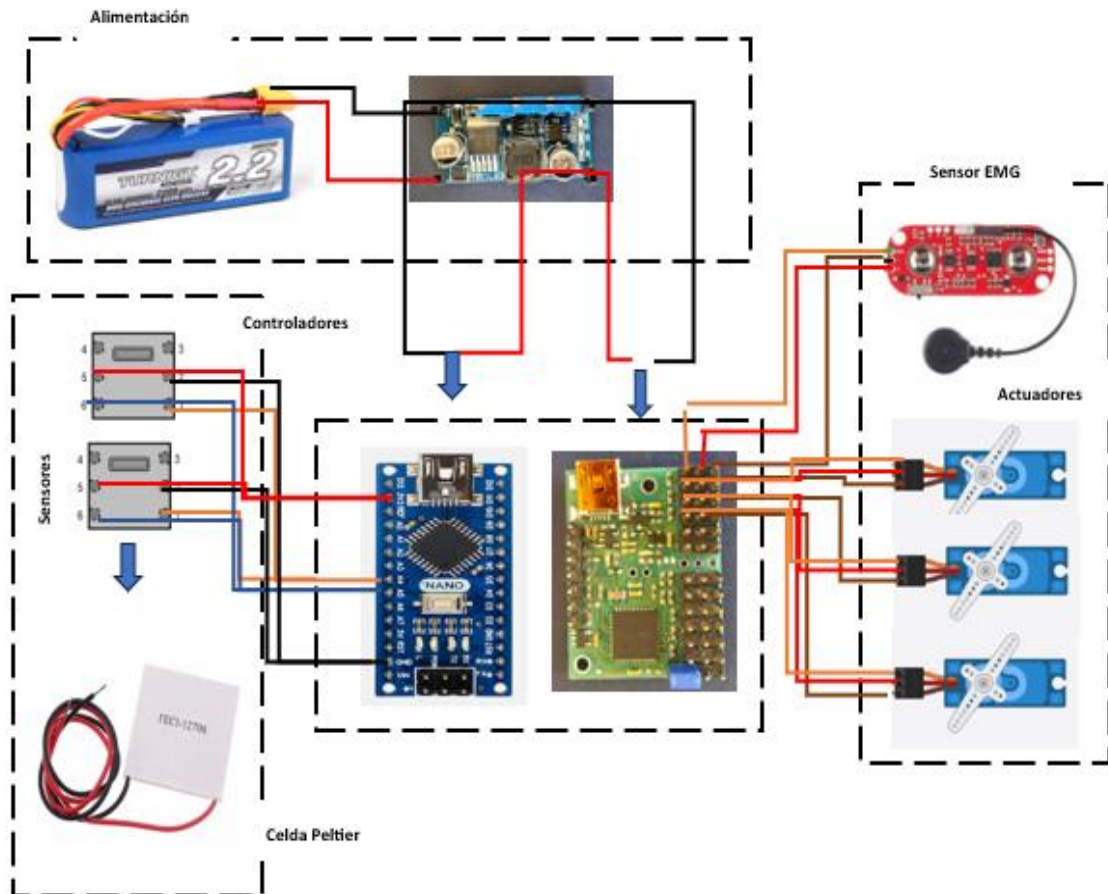


Ilustración 3-36: Representación gráfica de los circuitos utilizados

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Es fundamental considerar que este diagrama sirve como guía para comprender la conexión de cada componente. Posteriormente, se fragmenta el circuito en cuatro bloques, distribuyéndolos estratégicamente para mejorar la portabilidad y movilidad de la prótesis mioeléctrica transradial con transferencia de calor.

3.8 Impresión 3D

Para la impresión de la prótesis, se emplearon dos tipos de impresoras: la Creality CP-01 y la Creality CR-10s Pro V2, gracias a su versatilidad, calidad de impresión y sobre todo su facilidad de uso.

Se optó por utilizar filamento blanco (PLA) para el antebrazo y mano, filamento azul (PLA) para los dedos, y finalmente, filamento blanco (TPU) para la impresión del socket debido a su flexibilidad para brindar comodidad al paciente.

Para el proceso de fabricación aditiva, se realizan las configuraciones necesarias en el software Simplify 3D dependiendo el tipo de material, el color e impresora utilizadas, para garantizar una impresión de calidad (Ver Ilustración 3-37).

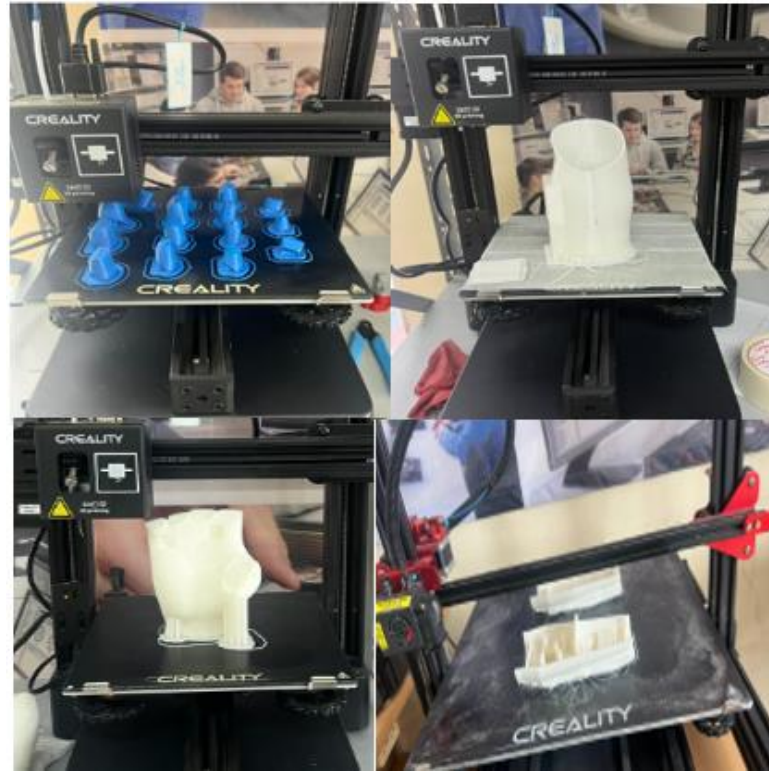


Ilustración 3-37: Impresiones en 3D de la prótesis mioeléctrica.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

CAPÍTULO IV

4. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

Para validar el desempeño y funcionamiento adecuado del proyecto realizado, se realizaron diversas pruebas que se detallan en este capítulo. Junto con los resultados obtenidos que permiten analizar el rendimiento del prototipo propuesto.

4.1 Dimensiones Anatómicas de la prótesis mioeléctrica transradial y la extremidad natural izquierda del paciente.

El diseño de la prótesis se concibió con el propósito de imitar tanto la forma de una extremidad natural como la de una prótesis cosmética. En la Tabla 4-1, se presentan las dimensiones obtenidas tanto de la prótesis desarrollada como de la extremidad natural.

Tabla 4-1: Comparativa entre las medidas de la prótesis mioeléctrica transradial y la extremidad izquierda

Parte de la extremidad	Medidas (mm) de la extremidad izquierda	Medidas (mm) de la prótesis EMG
Longitud del dedo pulgar	55	52
Longitud del dedo índice	67.1	62.5
Longitud del dedo medio	75.2	74.2
Longitud del dedo anular	70.6	65.8
Longitud del dedo meñique	54.3	51.2
Ancho de la Palma	29.4	32.5
Longitud de la Palma	105.8	112.5
Ancho de la muñeca	59.50	63.3
Longitud del Antebrazo	168.40	173
Distancia de la palma a lo largo del dedo medio	181	185
Distancia del codo hasta el muñón	100	104
Longitud del antebrazo	168.40	172.5
Diámetro del muñón	81.9	84

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Se toma en consideración las medidas reales de la extremidad izquierda del paciente como referencia para similar o alcanzar una simetría igual entre la extremidad natural y la prótesis. La comparativa entre las dos mediciones se puede observar en la Ilustración 4-1.

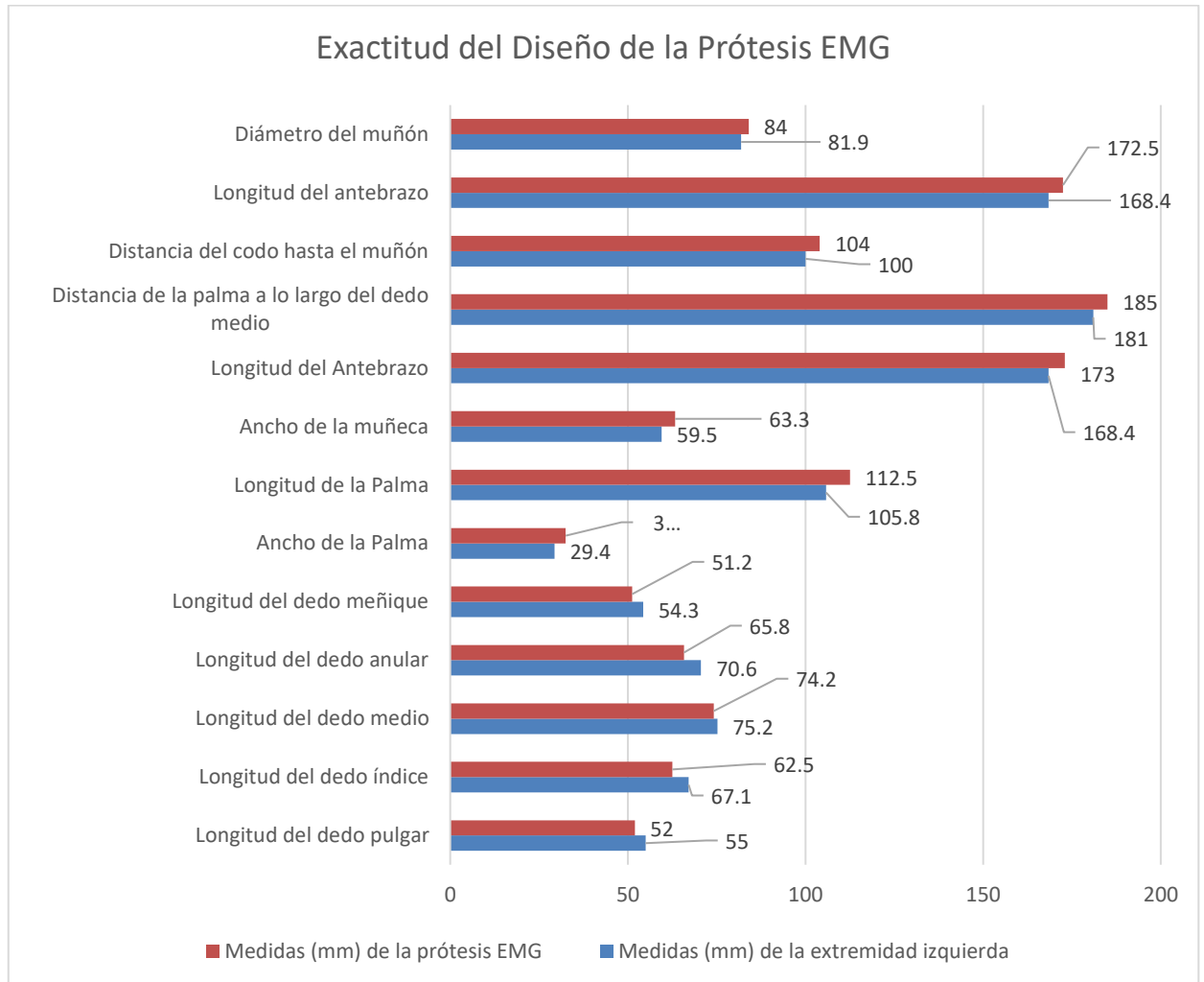


Ilustración 4-1: Exactitud del Diseño de la Prótesis EMG.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

A partir de las dimensiones anatómicas obtenidas, calculamos la diferencia entre las medidas de la extremidad izquierda y las medidas de la prótesis EMG. Esto nos permite determinar el grado de precisión del diseño de la prótesis en comparación con la extremidad no amputada del paciente, expresado de manera porcentual. La Tabla 4-2 indica el porcentaje de precisión y error de la prótesis diseñada.

Tabla 4-2: Porcentaje de error y precisión de la prótesis mioeléctrica

Parte de la extremidad	Diferencia en (mm)	Precisión (%)	Margen de Error (%)
Longitud del dedo pulgar	3	94.545	5.455
Longitud del dedo índice	4.6	93.145	6.855
Longitud del dedo medio	1	98.67	1.33
Longitud del dedo anular	4.8	93.201	6.799
Longitud del dedo meñique	3.1	94.291	5.709
Ancho de la Palma	3.1	110.544	10.544
Longitud de la Palma	6.7	106.333	6.333
Ancho de la muñeca	3.8	106.387	6.387
Longitud del Antebrazo	4.6	102.732	2.732
Distancia de la palma a lo largo del dedo medio	4	102.21	2.21
Distancia del codo hasta el muñón	4	104	4
Longitud del antebrazo	4.1	102.435	2.435
Diámetro del muñón	2.1	102.564	2.564

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

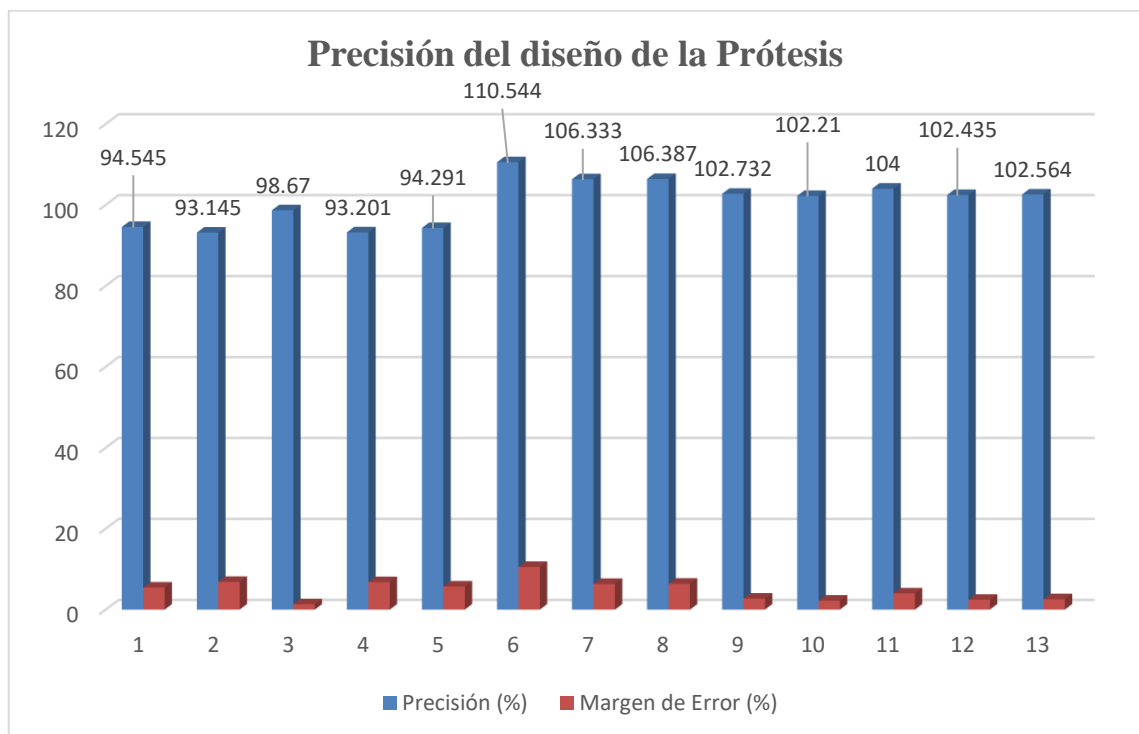


Ilustración 4-2: Error y Precisión porcentual del Diseño de la Prótesis EMG.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Como se indica en la Ilustración 4-3, en el diseño de la prótesis mioeléctrica predomina con una gran diferencia la precisión de las medidas anatómicas de la prótesis respecto a su extremidad natural. La Ilustración 4-3 muestra la similitud que existe entre las dimensiones de la prótesis y la extremidad no afectada del paciente.



Ilustración 4-3: Exactitud del Diseño de la Prótesis EMG.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

4.2 Validación de medición de temperatura del sensor SHT25

Para la validación del sensor SHT25, se realiza una comparación de los datos obtenidos en relación con el termómetro digital LCD higrometro utilizado como equipo patrón. Este análisis se realiza con la finalidad de identificar y cuantificar cualquier error porcentual en las mediciones realizadas.

Para el cálculo del error porcentual se utilizó la Ecuación (2) en el cual el termómetro digital LCD higrometro es el equipo patrón y el dispositivo B es el sensor de temperatura SHT25.

$$E\% = \left| \frac{Disp. A (Equipo Patrón) - Disp. B (SHT25)}{Disp. A (Equipo Patrón)} \right| * 100\% \quad (2)$$

Tabla 4-3: Pruebas de medición de Temperatura

Mediciones	Termómetro Digital (°C)	Sensor SHT25 (°C)	Error (%)
1	24.2	24.5	1.24
2	24.5	24.7	0.81
3	31	30	3.22
4	25.8	25.6	0.78
5	28.35	27.8	1.94
6	26.2	26	0.76
7	35	35	0
8	35.2	35.6	1.13
9	37	35.9	2.97
10	40.5	40.1	0.98
11	24.5	24.3	0.82
12	25.5	25	1.96
13	25.2	25	0.79
14	26	26.4	1.11
15	27	26.7	1.11
16	27	27	0
17	30.5	30	1.64
18	31.5	31	1.59
19	31.5	31.5	0
20	31	31.7	2.26
21	32.5	32	1.54
22	25.5	25	1.96
23	24	24	0
24	23.5	23	2.13
25	23.2	23.2	0
26	21	21.2	0.95
27	28.5	28	1.75
28	28.4	28.4	0
29	27	27.5	1.85
30	26	26.4	1.54
Promedio	28.39	28.10	1.23%

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En base en los datos recopilados y mostrados en la Tabla 4-3 se puede evidenciar que la lectura promedio del sensor de temperatura SHT25 es 28.10°C y la lectura promedio del Termómetro Digital es 28.10°C. El error porcentual promedio calculado entre las mediciones de los sensores es de 1.23% por ello se puede concluir que el sensor SHT25 está leyendo de manera adecuada los datos de temperatura.

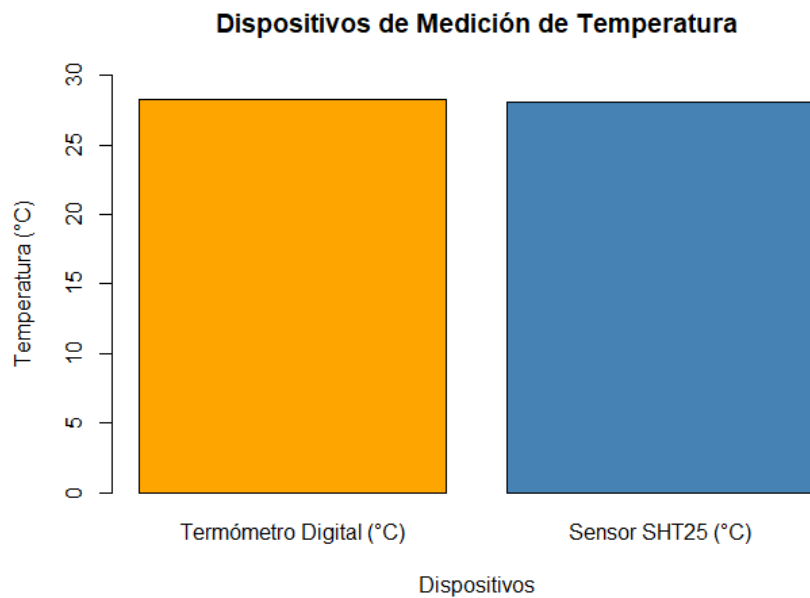


Ilustración 4-4: Comparación de temperatura entre los dispositivos.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

4.3 Latencia de la Prótesis Mioeléctrica Transradial

Se utiliza un programa en el IDE de Arduino para establecer una comunicación serial entre el Servocontrolador USB Micro Maestro de 12 canales y un microcontrolador Arduino. Este programa utiliza los pines RX (receptor) y TX (transmisor) para la comunicación bidireccional.

La finalidad de esta prueba es medir la latencia entre la respuesta del sensor Myoware EMG y el movimiento de los servomotores al contraer o relajar el músculo donde se encuentra ubicado el sensor para las señales EMG.

Se llevaron a cabo 30 pruebas para determinar la latencia en el sistema, como se muestra en la Tabla 4-4.

Tabla 4-4: Tiempo de Respuesta del Sensor EMG

Número de Pruebas	Latencia (ms)
1	201
2	201
3	301
4	201
5	300
6	200
7	200
8	400
9	201
10	300
11	200
12	200
13	401
14	201
15	201
16	201
17	301
18	201
19	200
20	400
21	301
22	201
23	201
24	301
25	200
26	201
27	300
28	305
29	200
30	300
Promedio	250.7

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

El promedio de latencia se sitúa en 250.7 milisegundos (ms). Esto asegura un rendimiento óptimo ya que permite una respuesta casi inmediata frente a los estímulos del músculo seleccionado. Ilustración 4-5 indica el tiempo de respuesta del sensor EMG y servomotores al activarse en función del tiempo.



Ilustración 4-5: Tiempo de respuesta del sensor EMG y Servomotores.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Además, los datos obtenidos en la **Tabla 4-4** se utilizaron con la finalidad de comparar la media del tiempo de respuesta del sensor EMG y servomotores, donde se plantearon las siguientes hipótesis:

H0: La Latencia es mayor a 500ms (Hipótesis nula)

H1: La latencia es menor o igual a 500ms. (Hipótesis Alternativa)

Los resultados obtenidos se indican en la **Tabla 4-5**, al analizar el valor t y el valor p-value se evidencia un rechazo a la hipótesis nula, es decir, mediante análisis estadístico se puede afirmar que el tiempo de Latencia del sensor EMG y servomotores en funcionamiento es de 250.7 milisegundos a favor de la Hipótesis alternativa. El intervalo de confianza al 95% capta el verdadero valor de la población general utilizada

Tabla 4-5: Prueba t de Student en el tiempo de Latencia del sensor EMG y servomotores.

Latencia	Media de la Latencia	Valor t	Valor p-value	Intervalo de confianza al 95%
Sensor EMG y Servomotores	250.7	-20.004	$< 2.2e-16$	225.211 – 276.189

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En la Ilustración 4-6 se muestra la media de la Latencia realizado en RStudio.

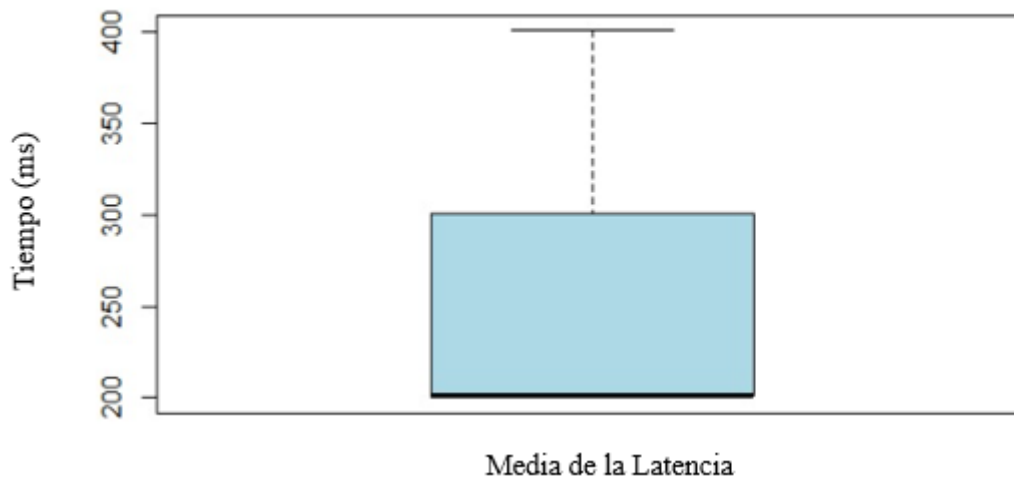


Ilustración 4-6: Tiempo de respuesta del sensor EMG y Servomotores.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

4.4 Temperatura de la Celda Peltier

Para evaluar y controlar la temperatura de la Celda Peltier, se utiliza un termómetro infrarrojo que permite monitorizar la temperatura alcanzada por la celda en un intervalo de 30°C a 50°C acorde al tiempo establecido. Los datos se muestran en la Tabla 4-6.

Tabla 4-6: Temperatura de la Celda Peltier

Temperatura (°C)	Tiempo (s)
30	5.72
32	6.44
34	7.67
36	10.24
38	15.88
40	20.37

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Tabla 4-6: Temperatura de la Celda Peltier

42	37.56
43	38.22
44	42.69
45	51.41
46	1:00:88
47	1:10:8
48	1:19:54
49	1:35:06
50	1:54:04

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

También, se ha realizado un análisis detallado del tiempo necesario para que la Celda Peltier aumente o disminuya la temperatura en cada grado centígrado con la finalidad de garantizar un control óptimo y eficaz de temperatura.

Tabla 4-7: Tiempo que sube y baja temperaturas altas a 1°C

Número de Pruebas	Tiempo de Subida	Tiempo de Bajada
1	1.65	6.85
2	1.32	6.57
3	1.78	5.66
4	1.46	6.57
5	1.54	6.65
6	1.77	6.84
7	1.77	6
8	1.41	6.21
9	1.43	5.69
10	1.36	5.79
11	1.78	5.91
12	1.32	5.94
13	1.63	6.03
14	1.59	5.72
15	1.66	6.74
16	1.43	6.83
17	1.32	6.06

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Tabla 4-7: Tiempo que sube y baja temperaturas altas a 1°C

18	1.6	6.37
19	1.67	5.94
20	1.35	6.04
21	1.63	6.17
22	1.69	6.68
23	1.69	6.06
24	1.5	5.83
25	1.34	5.82
26	1.75	6.69
27	1.66	6.52
28	1.44	6.5
29	1.56	6.34
30	1.68	6.58

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

Los datos obtenidos en la **Tabla 4-7** se utilizaron para calcular la media respecto al tiempo en el que sube o baja la temperatura de la Celda Peltier, se plantearon las siguientes hipótesis:

H0: La Latencia es mayor a 2s (Hipótesis nula tiempo de subida)

H1: La latencia es menor o igual a 2s. (Hipótesis Alternativa tiempo de subida)

H0: La Latencia es mayor a 7s (Hipótesis nula tiempo de bajada)

H1: La latencia es menor o igual a 7s. (Hipótesis Alternativa tiempo de bajada)

Al analizar el valor t y el valor p-value se evidencia un rechazo a la hipótesis nula a favor de la hipótesis alternativa, es decir, mediante análisis estadístico se puede afirmar que la Celda Peltier requiere un tiempo promedio de 1.559333 segundos para aumentar su temperatura a 1°C, y 6.253333 segundos para enfriarse. Los datos obtenidos en la Tabla 4-8 nos ayuda a realizar un control óptimo de temperatura respecto al tiempo para proteger la integridad del paciente.

Tabla 4-8: Prueba t de Student del tiempo que sube o baja la temperatura en la Celda Peltier.

Latencia	Media Calculada	Valor t	df	Valor p-value	Intervalo de confianza al 95%
Tiempo de Subida	1.559333	-15.406	29	1.683e-15	1.500833 – 1.617834
Tiempo de Bajada	6.253333	-10.556	29	1.907e-11	6.108666- 6.398001

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En la Ilustración 4-7 se muestra la media del tiempo para controlar la temperatura de la Celda Peltier.

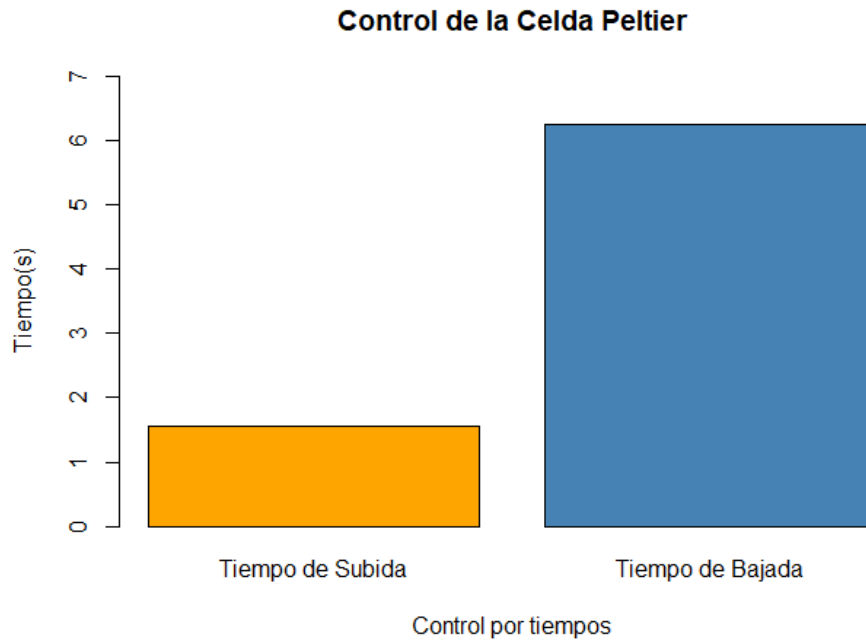


Ilustración 4-7: Control de la Celda Peltier en función del tiempo

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

4.5 Consumo energético del dispositivo electromecánico

La fuente de alimentación seleccionada para el sistema electrónico de la prótesis es una Batería Lipo externa de tres celdas.

La batería proporciona una salida constante de 11.1 V (Voltios) y 2 A (Amperios). Por otra parte, su capacidad nominal de 450mAh no evidencia las posibles pérdidas en el interior de esta. Brenda Guevara considera que para el cálculo del consumo energético se considera un porcentaje de rendimiento del 90% como se muestra en la Ecuación 3

$$Capacidad_{efectiva} = Batería (mAh) * Rendimiento_{Batería}$$

$$Capacidad_{efectiva} = 450 mAh * 90\% \tag{3}$$

$$Capacidad_{efectiva} = 405mAh$$

4.5.1 Consumo energético del dispositivo durante su operación y funcionamiento

Para determinar el consumo energético total del dispositivo es necesario sumar la corriente aproximada consumida por cada componente del prototipo. Además se considera la latencia generada por el mecanismo de apertura y cierre de la mano junto con el control de temperatura de la Celda Peltier. (Ver Tabla 4-9)

Tabla 4-9: Consumo energético del dispositivo

Componentes de la prótesis	Amperaje (mA)
3 actuadores (Servo Motores)	300
Arduino Nano	19
Sensor EMG	9
Regulador de Voltaje	5
USB micro Servo Controlador	19
TOTAL	352

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

En la Capacidad de funcionamiento se suma el tiempo promedio de latencia y el tiempo total de subida y bajada que se requiere para controlar la Celda Peltier dando un total de 8.0607 segundos transformando a horas nos da como resultado 0.00239083 h cuyo valor será utilizado en la Ecuación 4.

$$Capacidad_{funcionamiento} = Amperaje_{Total} * tiempo$$

$$Capacidad_{funcionamiento} = 352mA * 0.00239083h \quad (4)$$

$$Capacidad_{Funcionamiento} = 0.8416mAh$$

Por lo tanto, la energía consumida por el dispositivo se muestra en la Ecuación 5

$$Energía_{funcionamiento} = Voltaje * Capacidad_{Funcionamiento}$$

$$Energía_{funcionamiento} = 5V * 0.8416mAh \quad (5)$$

$$Energía Consumida_{funcionamiento} = 4.208mWh$$

4.5.2 Duración operativa de la batería.

Para estimar un tiempo aproximada de duración de la batería se debe calcular su energía utilizando la Ecuación 6.

$$\begin{aligned} \text{Energía}_{\text{batería LiPo}} &= \text{Voltaje}_{\text{bateríaLiPo}} * \text{Capacidad}_{\text{batería LiPo}} \\ \text{Energía}_{\text{batería LiPo}} &= 11.1 \text{ V} * 405\text{mAh} \\ \text{Energía}_{\text{batería LiPo}} &= 4495.5\text{mWh} \end{aligned} \quad (6)$$

A partir de la energía consumida por la batería Lipo se puede determinar un número aproximado de movimientos de la prótesis, como muestra la Ecuación 7

$$\begin{aligned} \text{Número}_{\text{movimientos}} &= \frac{\text{Energía}_{\text{batería LiPo}}}{\text{Energía Consumida}_{\text{funcionamiento}}} \\ \text{Número}_{\text{movimientos}} &= \frac{4495.5\text{mWh}}{4.208\text{mWh}} \\ \text{Número}_{\text{movimientos}} &= 1068 \end{aligned} \quad (7)$$

Mediante los cálculos realizados podemos determinar tiempo aproximado de duración operativa de la batería usada en la prótesis transradial para el uso autónomo en la Ecuación 8.

$$\begin{aligned} \text{Tiempo}_{\text{batería}} &= \text{Número}_{\text{movimientos}} * \text{tiempo} \\ \text{Número}_{\text{movimientos}} &= 1068 * 0.00239083\text{h} \\ \text{Número}_{\text{movimientos}} &= 2.55\text{h} = 2 \text{ horas con } 55 \text{ minutos} \end{aligned} \quad (8)$$

Por tanto, se obtiene un tiempo aproximado de rendimiento de la batería de 2 horas con 55 minutos.

4.6 Análisis comparativo de precios entre la prótesis mioeléctrica transradial desarrollada y otras disponibles en el mercado.

El enfoque principal para el desarrollo de la prótesis mioeléctrica transradial fue garantizar un precio accesible para todos los pacientes. Esto se debe a que las opciones disponibles en el mercado tienden a ser muy costosas.

En la Tabla 4-10 se presenta la descripción de los materiales utilizados en la prótesis desarrollada junto con sus costos respectivos

Tabla 4-10: Precio total de la prótesis mioeléctrica transradial

Nº	Implementos	Valor por unidad (\$)	Precio Total (\$)
3	Micro Servomotor	5	15
1	Arduino Nano	12	12
1	Celda Peltier	8	8
1	Sensor Myoware EMG	75	75
1	Batería Lipo 450 mAh	21	21
1	Regulador de voltaje LM2596S	6	6
2	Sensor SHT25	14.15	28.30
3	Electrodos	1	3
1	USB Micro servo (Polulo)	29.95	29.95
1	Optoacoplador PC817	0.75	0.75
1	MOSFET IRFZ44N	0.85	0.85
2	Resistencias	0.04	0.08
1	Diodo	0.05	0.05
20	Cables de Conexión	0.05	1
1	PCB Perforada	0.75	0.75
4	Tornillos	0.20	0.80
1	Papel de lija (limas)	2	2
1	Sustancias y Herramientas	8	8
1	Ingeniería Aplicada	470	470
1	Impresión 3D	150	150
1	Estuche y Agarre del Sensor EMG	5	5
TOTAL			837.52

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

La prótesis implementada en el grupo de investigación IDIPM-001 tiene un valor de 837.52 dólares. Otros diseños como el del Ing. Prieto Malé sobre prótesis mioeléctricas sin transferencia de calor en España están alrededor de 25.000 euros lo que equivale a 26915.25 dólares. Según publicaciones del Diario Mundo este tipo de prótesis están alrededor de 18.000 euros equivalente a 19377.54 dólares. Por tanto, la prótesis desarrollada en el presente trabajo de Integración Curricular es económica y podría ser accesible para los pacientes con una amputación transradial.



Ilustración 4-8: Paciente utilizando la prótesis mioeléctrica.

Fuente: Idrovo, B & Carreño, M. (2023).

CONCLUSIONES

- Para el diseño de la prótesis se requiere un escaneo de alta calidad y preciso tanto de la extremidad natural del paciente como de la amputada. Esto permite lograr su personalización en el diseño asistido por computadora (CAD). El mecanismo de movimiento se basó en los primeros prototipos creados por el grupo de investigación IDIPM-0001, utilizando los programas Autodesk Fusion 360 y Meshmixer por las ventajas que presentan y la experiencia de uso de estas.
- El paciente elegido para el diseño de la prótesis mioeléctrica transradial con transferencia de calor fue escogido en base al nivel de amputación y a las señales electromiográficas generadas por su músculo bíceps izquierdo. El paciente realiza sus actividades diarias sin ningún impedimento, lo que facilita la adquisición de las señales EMG necesarias para controlar la movilidad de la prótesis y adaptarse al diseño de transferencia de temperatura mediante una Celda Peltier.
- Mediante los diseños y pruebas se desarrolló un circuito para controlar la temperatura que emite la Celda Peltier. Se usó un optoacoplador PC817 para establecer un aislamiento eléctrico entre el Arduino y la Celda. Además, se empleó un MOSFET IRFZ44N una resistencia de 22 y 100k ohmios y un diodo de protección para evitar daños en la Celda Peltier. El diseño desarrollado permite un control óptimo de la temperatura, cuidando así tanto la integridad de la prótesis como la seguridad del paciente.
- Se utilizó un sensor Myoware EMG para analizar la señal muscular del paciente, ya que cuenta con una ganancia ajustable que ayuda a controlar la sensibilidad del sensor respecto a las señales musculares generadas por el usuario. Además, la señal de este sensor es procesada por un Micro Servocontrolador, el cual se encarga de activar los Servomotores logrando así la apertura y cierre de mano.
- Los resultados obtenidos han dado lugar a una prótesis mioeléctrica transradial con transferencia de calor, la cuál es de bajo costo y accesible para los usuarios, valorada en un precio de \$ 837.52 dólares. Es importante destacar que el prototipo es desarmable al igual que todas sus componentes, lo que posibilita que, en caso de necesidad, el paciente únicamente tenga que costear el precio de nuevas impresiones 3D del prototipo en lugar de adquirir todo el sistema integrado nuevamente.

- Respecto a las pruebas de error de medición de temperatura, se pudo evidenciar un error significativo de ± 0.5 °C en cada medición. Esto resultó en un porcentual de medida del 1.23%. Es importante destacar que este nivel de precisión demuestra que el sensor utilizado es óptimo en la implementación de la prótesis.
- Se llevaron a cabo pruebas para evaluar la latencia del prototipo, se pudo evidenciar que el sensor al interactuar con las señales musculares del paciente y ejecutar todo el mecanismo de movimiento, responde a una velocidad de 207ms (milisegundos). Esto indica una respuesta inmediata y eficaz para el uso autónomo de la misma.
- A partir de las pruebas realizadas para monitorizar la temperatura de la Celda Peltier en relación con el tiempo, se determinó que el incremento de temperatura por cada grado Centígrado, dentro del rango de 20°C a 50°C, se necesita un tiempo aproximado de 1.55933 segundos, mientras que el retorno a la temperatura normal toma alrededor de 6.25333 segundos. Estos resultados permitieron programar el control de temperatura de la Celda garantizando la integridad del paciente como de la prótesis

RECOMENDACIONES

- Debemos tener en cuenta los límites tanto superiores como inferiores de la ganancia del sensor que controla la prótesis, debido a que, si el sensor se encuentra demasiado sensible, el prototipo permanecerá en constante movimiento o mantener la mano cerrada o abierta de manera continua.
- Se recomienda crear un sistema de ajuste del sensor Myoware que se integre directamente con el músculo donde se colocará en este caso con el bíceps, lo que permitirá obtener una señal más clara y facilitará el funcionamiento eficiente de la prótesis.
- Es fundamental evitar la presencia de agua en la prótesis para evitar problemas en la electrónica integrada en la prótesis mioeléctrica transradial con transferencia de temperatura.
- Se sugiere que durante el proceso de diseño CAD se dedique más tiempo en la creación de un Socket con un sistema de agarre al muñón más eficaz, dado que un diseño inadecuado podría ocasionar malestar o incomodidad al usuario durante el uso de la prótesis.
- Se recomienda mejorar la prótesis dotándola de movimientos más naturales y añadiendo mecanismos de agarre que faciliten el manejo de objetos cotidianos en la vida diaria del paciente.
- Incorporar un potenciómetro en la parte electrónica de la prótesis para poder ajustar los umbrales de activación de los servomotores sin necesidad de abrir la prótesis. Además, se sugiere incorporar paneles solares para recargar la batería mientras se utiliza la prótesis, prolongando así el tiempo de funcionamiento de la esta.

BIBLIOGRAFÍA

1. **AATI, S., RUPNIK, E. y NEJIM, S.**, 2020. COMPARATIVE STUDY OF PHOTOGRAMMETRY SOFTWARE IN INDUSTRIAL FIELD. *Revue Francaise de Photogrammetrie et de Teledetection*, vol. 1, no. 221, ISSN 17689791. DOI 10.52638/rfpt.2019.439.
2. **ALFARO MUÑOZ, F.J.**, 2017. “PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA LA ARTICULACIÓN POR DEBAJO DEL CODO. [en línea], [consulta: 4 noviembre 2023]. ISSN 2017050. Disponible en: <http://repositorio.digital.tuxtla.tecnm.mx/xmlui/handle/123456789/2419>.
3. **ÁLVAREZ, C., TUTORES, R., MARÍA, J., NÚÑEZ, M. y OJEDA GRANJA, J.**, 2021. Acondicionamiento, montaje y optimización de modelo de prótesis de mano actuada.
4. **ALVARIO SANCHEZ, C.E. y AGUIRRE MARTINEZ, E.G.**, 2019. Diseño de prototipo de prótesis biónica para personas con falta de una de sus extremidades superiores del cuerpo. *Repositorio de la Universidad Estatal de Milagro* [en línea], [consulta: 25 octubre 2023]. Disponible en: <http://repositorio.unemi.edu.ec/xmlui/handle/123456789/4503>.
5. **ARTEMYEV, D.A. y BIKMULLINA, I.I.**, 2020. Combination of myoware muscle sensor, bluetooth module and analog receiver. *International Journal of Engineering Research and Technology*, vol. 13, no. 11, ISSN 09743154. DOI 10.37624/ijert/13.11.2020.3519-3523.
6. **BALBÁS CALVO, A., ESPINOSA, M. del M. y DOMÍNGUEZ SOMONTE, M.**, 2018. Últimos avances en la fabricación aditiva con materiales metálicos. *Lámpsakos*, no. 19, DOI 10.21501/21454086.2365.
7. **BÁRZAGA, J., MORALES, Y., MORALES, M., MARTÍNEZ, J. y PACCHA, K.**, 2021. Diseño de una máquina prototipo para la separación y remoción de partículas ferromagnéticas de neumáticos triturados. *Revista InGenio*, vol. 4, no. 1, DOI 10.18779/ingenio.v4i1.366.
8. **BREVE HISTORIA DE LA REVOLUCIÓN INDUSTRIAL - LUIS E. ÍÑIGO FERNÁNDEZ** - Google Libros. [en línea], 2012. [consulta: 25 octubre 2023]. Disponible en: <https://books.google.com.ec/books?hl=es&lr=&id=K6pvEAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PT14&dq=REVOLUCION+INDUSTRIAL+&ots=5zw0H78g89&sig=59Xwi8kgTeVsdIEucGihxbBbxA#v=onepage&q&f=false>.

9. **BURGOS, C., POPAYÁN, O.A.-**, DEL, enero y 2010, undefined, [sin fecha]. Diseño y construcción de una prótesis robotica de mano funcional adaptada a varios agarres. *academia.edu* [en línea], [consulta: 11 agosto 2023]. Disponible en: https://www.academia.edu/download/36925623/Tesis_mano_robotica.pdf.
10. **CANO VICENT, A. y SERRANO AROCA, Á., 2021**. Impresión 3D por modelado por deposición fundida: Manejo, funcionamiento y aplicaciones biomédicas. *Nereis. Interdisciplinary Ibero-American Journal of Methods, Modelling and Simulation.*, no. 13, ISSN 1888-8550. DOI 10.46583/nereis_2021.13.809.
11. **CEDEÑO PANEZO, M.A.**, 2019. Prótesis robótica controlada por neuroseñales para la inclusión de personas con discapacidad física en extremidades superiores. [en línea], [consulta: 4 noviembre 2023]. Disponible en: <http://localhost/xmlui/handle/123456789/1896>.
12. **DE LA FUENTE, M.**, 2013. Introduccion de sensores y tipos de sensores elctromecanicos. *Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad de Valladolid*,
13. **DURÁN ACEVEDO, C.M. y JAIMES MOGOLLÓN, A.L.**, 2013. Optimización y clasificación de señales EMG a través de métodos de reconocimiento de patrones. *ITECKNE*, vol. 10, no. 1, ISSN 1692-1798. DOI 10.15332/iteckne.v10i1.181.
14. **EDICIÓN, P., 2017. INVESTIGACIÓN FORMATIVA EN INGENIERÍA.** [en línea], [consulta: 6 noviembre 2023]. Disponible en: <http://fundacioniai.org>.
15. **ESTADÍSTICAS DE DISCAPACIDAD – CONSEJO NACIONAL PARA LA IGUALDAD DE DISCAPACIDADES.** [en línea], [sin fecha]. [consulta: 21 febrero 2024 a]. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.
16. **ESTADÍSTICAS DE DISCAPACIDAD – Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades.** [en línea], [sin fecha]. [consulta: 11 diciembre 2023 b]. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.
17. **FERNANDO, E. y MUÑIZ, R.**, 2018. PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Tesis para optar por el Título de Ingeniero Mecatrónico, que presenta el bachiller.
18. **FONDA, C.**, 2013. Guía Práctica para tu Primera Impresión 3D. *Impresión 3D de Bajo Costo Para la Ciencia, la Educación y el Desarrollo Sustentable* [en línea], Disponible en: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.410.790&rep=rep1&type=pdf#page=13>.

19. **GARCÍA, D. y ESPINOZA, M.**, 2014. Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro. *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, no. 2, ISSN 07168640.
20. **GUDIÑO LAU, J., ALCALÁ RODRÍGUEZ, J., CHARRE IBARRA, S., DURAN FONSECA, M., VELÉZ-DÍAZ, D. y JALOMO, J.**, 2021. Manipulación del Novint Falcon mediante el brazalete de gestos Myo. *XIKUA Boletín Científico de la Escuela Superior de Tlahuelilpan*, vol. 9, no. 17, DOI 10.29057/xikua.v9i17.6663.
21. **HINOSTROZA FARFÁN, H.**, 2019. DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA ESTACION METEOROLOGICA AUTOMATIZADO CON ARDUINO Y PANELES SOLARES. *Simposio Peruano de Energía solar* [en línea], vol. 2, no. 3, Disponible en: <https://www.perusolar.org/wp-content/uploads/2020/06/Hinostroza-H-.pdf>.
22. **JOSE, T., DEL, A. y RAMOS, A.**, 2021. Desarrollo de prótesis biomédica transradial con impresión 3D para adultos en Huancayo. [en línea], [consulta: 11 agosto 2023]. Disponible en: <https://repositorio.continental.edu.pe/handle/20.500.12394/10862>.
23. **LINARES-ENRÍQUEZ, A.†, ROSAS-ACOSTA, & y DANIEL**, 2019. Desarrollo de prótesis electromecánica de miembro superior Development of upper limb electromechanical prosthesis. *Artículo Revista de Ingeniería Biomédica y Biotecnología Diciembre* [en línea], vol. 3, no. 10, [consulta: 6 noviembre 2023]. DOI 10.35429/JBEB.2019.10.3.23.30. Disponible en: www.ecorfan.org/taiwan.
24. **LOO GIL, C.**, 2021. Bio impresión 3D: importancia en la actualidad. *tecnoHumanismo*, vol. 1, no. 1, DOI 10.53673/th.v1i1.2.
25. **LÓPEZ RUBIO, A.M.**, [sin fecha]. Medición de temperatura mediante sensores inteligentes basados en microcontrolador. *scholar.archive.orgAML RubioComité Editorial-Editorial Committee-Comité Editorial Maestrante, 2014•scholar.archive.org* [en línea], [consulta: 11 agosto 2023]. ISSN 2216-0116. Disponible en: https://scholar.archive.org/work/swtfzgd5bcr7bax5lpde6a4ba/access/wayback/http://www.umariana.edu.co/ojs-editorial/index.php/unimar/issue/viewFile/75/pdf_13#page=95.
26. **MANUEL, J., GONZÁLEZ, D., MURILLO, P.R., FLORES LUNA, I. y MENDOZA, A.J.**, 2005. Robótica y prótesis inteligentes. *Revista digital universitaria* [en línea], vol. 6, no. 1, [consulta: 25 octubre 2023]. ISSN 1607-6079. Disponible en: <http://world.honda.com/ASIMO/>.
27. **MASTONER**, 2019. *10 Diferencias entre filamento PLA y ABS, ¿Cuál es mejor?* 2019. S.l.: s.n.

28. **MOLANO-PULIDO, R.M., PARCA-ACEVEDO, F., CABRERA, F.M. y ÑUNGO-LONDOÑO, H.**, 2021. Prototipo control de vehículo robot por señales EMG. *Visión electrónica*, vol. 15, no. 2, ISSN 1909-9746. DOI 10.14483/22484728.18948.
29. **MONTIJO VALENZUELA, E.E. y MARTÍNEZ RUBIO, M.P.**, 2021. Cálculo de esfuerzos mediante simulación con elementos finitos: una herramienta para implementarse en ingeniería. *Pro Sciences: Revista de Producción, Ciencias e Investigación*, vol. 4, no. 34, DOI 10.29018/issn.2588-1000vol4iss34.2020pp70-78.
30. **MORENO-PARRA, Y.D., PÉREZ-VALDEBLANQUEZ, H.E. y GARZÓN-GONZÁLEZ, E.Y.**, 2018. Generación de condensado con celdas de Peltier. *Visión electrónica*, vol. 1, no. 1, ISSN 1909-9746. DOI 10.14483/22484728.18363.
31. **NURRAHMI, S., MISELDI, N. y SYAMSU, S.H.**, 2023. Rancang Bangun Sistem Penyiraman Otomatis pada Green House Tanaman Anggrek Menggunakan Sensor DHT22. *JPF (Jurnal Pendidikan Fisika) Universitas Islam Negeri Alauddin Makassar*, vol. 11, no. 1, ISSN 2355-5785. DOI 10.24252/jpf.v11i1.33419.
32. **PAZMIÑO ARMIJOS, A.O., MEDINA QUINTERO, E.H., JÁCOME TINOCO, J.R. y PAZMIÑO ARMIJOS, E.V.**, 2022. Fabricación de una prótesis transradial para infantes impresa en 3D con filamento flexible y pla. *Polo del Conocimiento: Revista científico - profesional, ISSN-e 2550-682X, Vol. 7, N°. 4, 2022*, vol. 7, no. 4, ISSN 2550-682X.
33. **POLOLU** - Maestro USB Servo Controllers. *Pololu* [en línea], 2016. [consulta: 18 noviembre 2023]. Disponible en: <https://www.pololu.com/category/102/maestro-usb-servo-controllers>.
34. **POLOLU** - Micro Maestro 6-Channel USB Servo Controller (Partial Kit). [en línea], [sin fecha]. [consulta: 17 noviembre 2023]. Disponible en: <https://www.pololu.com/product/1351>.
35. **POLOLU** - Sensor muscular MyoWare. *Pololu* [en línea], 2016. [consulta: 18 noviembre 2023]. Disponible en: <https://www.pololu.com/product/2732>.
36. **REYES LOPEZ, D.A., LÓPEZ, M.A., DUARTE SÁNCHEZ, J.E. y LOAIZA CORREA, H.**, 2015. IMPLEMENTACIÓN EN FPGA DE UN CLASIFICADOR DE MOVIMIENTOS DE LA MANO USANDO SEÑALES EMG. *Redes de Ingeniería*, vol. 6, no. 1, DOI 10.14483/udistrital.jour.redes.2015.1.a06.
37. **REYES-FLORES, E.**, 2019. Tipos de Sensores. *Con-Ciencia Serrana Boletín Científico de la Escuela Preparatoria Ixtlahuaco* [en línea], vol. 1, no. 2, ISSN 2683-1899. Disponible en: <https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/ixtlahuaco/article/view/4405>.

38. **SALAMEA PALACIOS, C. y LUNA ROMERO, S.**, 2019. Calibración Automática en Filtros Adaptativos para el Procesamiento de Señales EMG. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial*, vol. 16, no. 2, ISSN 1697-7912. DOI 10.4995/riai.2018.10204.
39. **SANDOVAL, A., ESPINOSA, E. y BARAHONA, J.**, 2007. Celdas Peltier: Una alternativa para sistemas de enfriamiento con base en semiconductor.
40. **SENSIRION**, 2008. SHT25 - $\pm 1.8\%$ Digital humidity and temperature sensor. [en línea]. [consulta: 18 noviembre 2023]. Disponible en: <https://www.sensirion.com/products/catalog/SHT25>.
41. **SOLID BUSINESS INTELLIGENCE S.L.**, 2021. SOLIDWORKS. Qué es y para qué sirve. *SolidBI* [en línea]. Disponible en: <https://solid-bi.es/solidworks/>.
42. **STEVEN, D. y JACOME, N.**, 2021. Diseño de una muñeca protésica de tres grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial de bajo costo. [en línea], [consulta: 23 octubre 2023]. Disponible en: <https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/20138>.
43. **TORRES-SAN-MIGUEL, C.R., VELÁZQUEZ-SÁNCHEZ, A.T., LUGO-GONZÁLEZ, E. y TAPIA-HERRERA, R.**, 2012. *Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior*. 2012. S.l.: s.n.
44. **TRUJILLO TRUJILLO, E.A.**, 2022. Diseño e implementación de un dispositivo de estiramiento cutáneo orientado a prótesis mioeléctricas transradiales que proporcione información propioceptiva. *Repositorio Institucional - UTP* [en línea], [consulta: 6 noviembre 2023]. Disponible en: <http://repositorio.utp.edu.pe/handle/20.500.12867/6704>.
45. **ULTIMAKER**, 2020. Ultimaker Cura. *Ultimaker*.
46. **VALEMBOIS, B., BLANCHARD, M., MITERNIQUE, B. y NOËL, L.**, 2006. Rehabilitación de los trastornos de la sensibilidad de la mano. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, vol. 27, no. 2, ISSN 12932965. DOI 10.1016/s1293-2965(06)46243-5.
47. **VARA MAYO, L.J.**, 2020. Evaluación de funcionalidad y calidad de vida en personas con amputación de miembro superior usuarias y no usuarias de prótesis. [en línea], [consulta: 11 agosto 2023]. Disponible en: <https://ruc.udc.es/dspace/handle/2183/27071>.

48. **VILA, C. y PAPPALARDO, A.**, 2018. Modelado, simulación y análisis de estrategias de mecanizado de superficies complejas orientadas al diseño de procedimientos para el cálculo de costes.

49. **VISTA DE VOL. 4 NÚM. 5** (2018). [en línea], [sin fecha]. [consulta: 25 octubre 2023]. Disponible en: <https://dicyt.uajms.edu.bo/revistas/index.php/ciencia-sur/issue/view/75/64>.

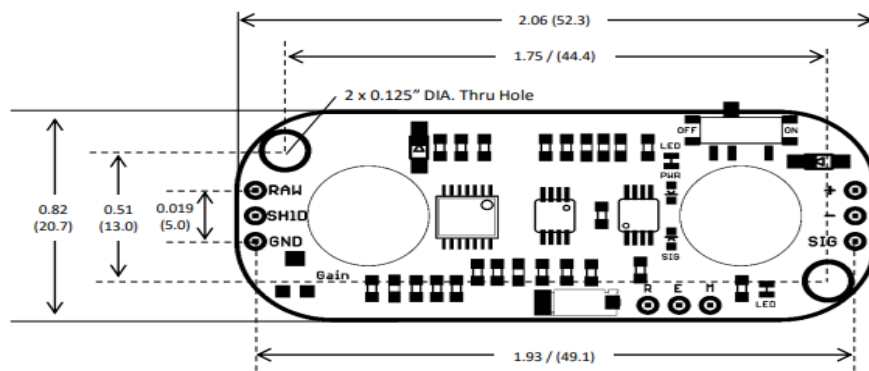
ANEXOS

ANEXO A: CARACTERÍSTICAS DEL SENSOR MYOWARE EMG

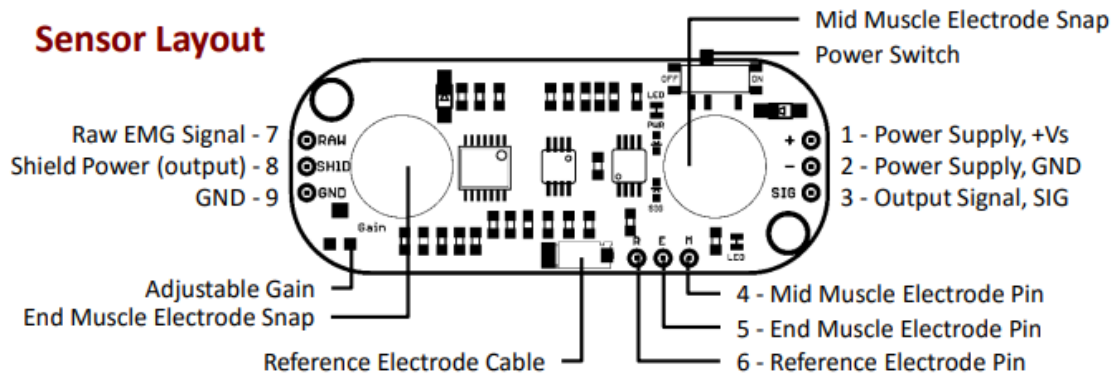
Electrical Specifications

Parameter	Min	TYP	Max
Supply Voltage	+2.9V	+3.3V or +5V	+5.7V
Adjustable Gain Potentiometer	0.01 Ω	50 k Ω	100 k Ω
Output Signal Voltage EMG Envelope Raw EMG (centered about +Vs/2)	0V 0V	-- --	+Vs +Vs
Input Impedance	--	110 G Ω	--
Supply Current	--	9 mA	14 mA
Common Mode Rejection Ratio (CMRR)	--	110	--
Input Bias	--	1 pA	--

Dimensions



Sensor Layout



ANEXO B: CARACTERÍSTICAS DEL SENSOR DE TEMPERATURA Y HUMEDAD SHT25



Datasheet SHT25 Humidity and Temperature Sensor IC

- Fully calibrated with 1.8 %RH accuracy
- Digital output, I²C interface
- Low power consumption
- Excellent long-term stability
- DFN type package – reflow solderable



Product Summary

The SHT25 high accuracy humidity and temperature sensor of Sensirion has become an industry standard in terms of form factor and intelligence: Embedded in a reflow solderable Dual Flat No leads (DFN) package of 3 x 3 mm footprint and 1.1 mm height it provides calibrated, linearized sensor signals in digital, I²C format.

The SHT2x sensors contain a capacitive type humidity sensor, a band gap temperature sensor and specialized analog and digital integrated circuit – all on a single CMOSens[®] chip. This yields in an unmatched sensor performance in terms of accuracy and stability as well as minimal power consumption.

Every sensor is individually calibrated and tested. Lot identification is printed on the sensor and an electronic identification code is stored on the chip – which can be read out by command. Furthermore, the resolution of SHT2x can be changed by command (8/12 bit up to 12/14 bit for RH/T) and a checksum helps to improve communication reliability.

With this set of features and the proven reliability and long-term stability, the SHT2x sensors offer an outstanding performance-to-price ratio. For testing SHT2x two evaluation kits EK-H4 and EK-H5 are available.

Dimensions

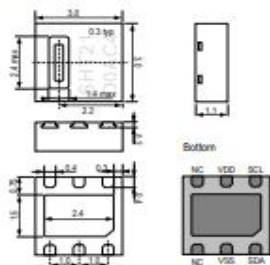


Figure 1: Drawing of SHT25 sensor package, dimensions are given in mm (1 mm = 0.039 inch), tolerances are ±0.1 mm. The die pad (corner pad) is internally connected to VSS. The NC pads must be left floating. VSS = GND, SDA = DATA. Numbering of I/O pads starts at lower right corner (indicated by notch in die pad) and goes clockwise (compare Table 2).

Sensor Chip

SHT25 features a generation 4C CMOSens[®] chip. Besides the capacitive relative humidity sensor and the band gap temperature sensor, the chip contains an amplifier, A/D converter, OTP memory and a digital processing unit.

Material Contents

While the sensor itself is made of Silicon the sensors' housing consists of a plated Cu lead-frame and green epoxy-based mold compound. The device is fully RoHS and WEEE compliant, e.g. free of Pb, Cd and Hg.

Additional Information and Evaluation Kits

Additional information such as Application Notes is available from the web page www.sensirion.com/products/catalog/SHT2x. For more information, please contact Sensirion via info@sensirion.com.

For SHT25 two Evaluation Kits are available: EK-H4, a four-channel device with Viewer Software, that also serves for data-logging, and a simple EK-H5 directly connecting one sensor via USB port to a computer.

7 Environmental Stability

The SHT2x sensor series were tested based on AEC-Q100 Rev. G qualification test method where applicable. Sensor specifications are tested to prevail under the AEC-Q100 temperature grade 1 test conditions listed in Table 9¹⁶.

Environment	Standard	Results ¹⁷
HTOL	125°C, 408 hours	Pass
TC	-50°C - 125°C, 1000 cycles	Pass
UHST	130°C / 85%RH / ≈2.3 bar, 96 h	Pass
THB	85°C / 85 %RH, 1000 h	Pass
HTSL	150°C, 1000 h	Pass
ELFR	125°C, 48 h	Pass
ESD immunity	HBM ±4 kV, MM ±200 V, CDM 750 V/500 V (corner/other pins)	Pass
Latch-up	force current of ±100 mA with T _{amb} = 125°C	Pass

Table 9: Performed qualification test series. HTOL = High Temperature Operating Lifetime, TC = Temperature Cycles, UHST = Unbiased Highly accelerated Stress Test, THB = Temperature Humidity Biased, HTSL = High Temperature Storage Lifetime, ELFR = Early Life Failure Rate. For details on ESD see Sect. 4.1.

Sensor performance under other test conditions cannot be guaranteed and is not part of the sensor specifications. Especially, no guarantee can be given for sensor performance in the field or for customer's specific application.

If sensors are qualified for reliability and behavior in extreme conditions, please make sure that they experience same conditions as the reference sensor. It should be taken into account that response times in assemblies may be longer, hence enough dwell time for the measurement shall be granted. For detailed information please consult Application Note "Testing Guide".

8 Packaging

8.1 Packaging Type

SHT2x sensors are provided in DFN packaging (in analogy with QFN packaging). DFN stands for Dual Flat No leads.

The sensor chip is mounted to a lead frame made of Cu and plated with Ni/Pd/Au. Chip and lead frame are over molded by green epoxy-based mold compound. Please note that side walls of sensors are diced and hence lead

frame at diced edge is not covered with respective protective coating. The total weight of the sensor is 25mg.

8.2 Filter Cap and Sockets

For SHT2x a filter cap SF2 is available. It is designed for fast response times and compact size. Please find the datasheet on Sensirion's web page.

For testing of SHT2x sensors sockets, such as from Plastronics, part number 10LQ50S13030 are recommended.

8.3 Traceability Information

All SHT2x are laser marked with an alphanumeric, five-digit code on the sensor – see Figure 21.

The marking on the sensor consists of two lines with five digits each. The first line denotes the sensor type (SHT25). The first digit of the second line defines the output mode (D = digital, Sensibus and I²C, P = PWM, S = SDM). The second digit defines the manufacturing year (0 = 2010, 1 = 2011, etc.). The last three digits represent an alphanumeric tracking code. That code can be decoded by Sensirion only and allows for tracking on batch level through production, calibration and testing – and will be provided upon justified request.



Figure 21: Laser marking on SHT25. For details see text.

Reels are also labeled, as displayed in Figure 22 and Figure 23, and give additional traceability information.



Figure 22: First label on reel: XX = Sensor Type (25 for SHT25), O = Output mode (D = Digital), NN = product revision no., Y = last digit of year, RRR = number of sensors on reel divided by 10 (200 for 2000 units), TTTT = Traceability Code.

Pin	Name	Comment
1	SDA	Serial Data, bidirectional
2	VSS	Ground
5	VDD	Supply Voltage
6	SCL	Serial Clock, bidirectional
3,4	NC	Not Connected

Table 2 SHT2x pin assignment, NC remain floating (top view)

3.1 Power Pins (VDD, VSS)

The supply voltage of SHT2x must be in the range of 2.1 – 3.6 V, recommended supply voltage is 3.0 V. Power supply pins Supply Voltage (VDD) and Ground (VSS) must be decoupled with a 100 nF capacitor, that shall be placed as close to the sensor as possible – see Figure 11.

3.2 Serial clock (SCL)

SCL is used to synchronize the communication between microcontroller (MCU) and the sensor. Since the interface consists of fully static logic there is no minimum SCL frequency.

3.3 Serial SDA (SDA)

The SDA pin is used to transfer data in and out of the sensor. For sending a command to the sensor, SDA is valid on the rising edge of SCL and must remain stable while SCL is high. After the falling edge of SCL the SDA value may be changed. For safe communication SDA shall be valid t_{su} and t_{ho} before the rising and after the falling edge of SCL, respectively – see Figure 12. For reading data from the sensor, SDA is valid t_{do} after SCL has gone low and remains valid until the next falling edge of SCL.

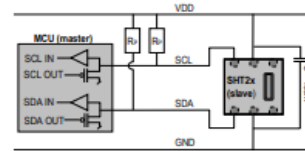


Figure 11: Typical application circuit, including pull-up resistors R_p and decoupling of VDD and VSS by a capacitor.

To avoid signal contention the micro-controller unit (MCU) must only drive SDA and SCL low. External pull-up resistors (e.g. 10 kΩ), are required to pull the signal high. For the choice of resistor size please take bus capacity requirements into account (compare Table 5). It should be noted that pull-up resistors may be included in I/O circuits

4 Electrical Characteristics

4.1 Absolute Maximum Ratings

The electrical characteristics of SHT2x are defined in Table 1. The absolute maximum ratings as given in Table 3 are stress ratings only and give additional information. Functional operation of the device at these conditions is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect the sensor reliability (e.g. hot carrier degradation, oxide breakdown).

Parameter	min	max	Units
VDD to VSS	-0.3	5	V
Digital I/O Pins (SDA, SCL) to VSS	-0.3	VDD + 0.3	V
Input Current on any Pin	-100	100	mA

Table 3: Electrical absolute maximum ratings

ESD immunity is qualified according to JEDEC JESD22-A114 method (Human Body Model at ±4 kV), JEDEC JESD22-A115 method (Machine Model ±200 V) and ESDA ESD-STM5.3.1-1999 and AEC-Q100-011 (Charged Device Model, 750 V corner pins, 500 V other pins). Latch-up immunity is provided at a force current of ±100 mA with T_{amb} = 125°C according to JEDEC JESD78. For exposure beyond named limits the sensor needs additional protection circuit.

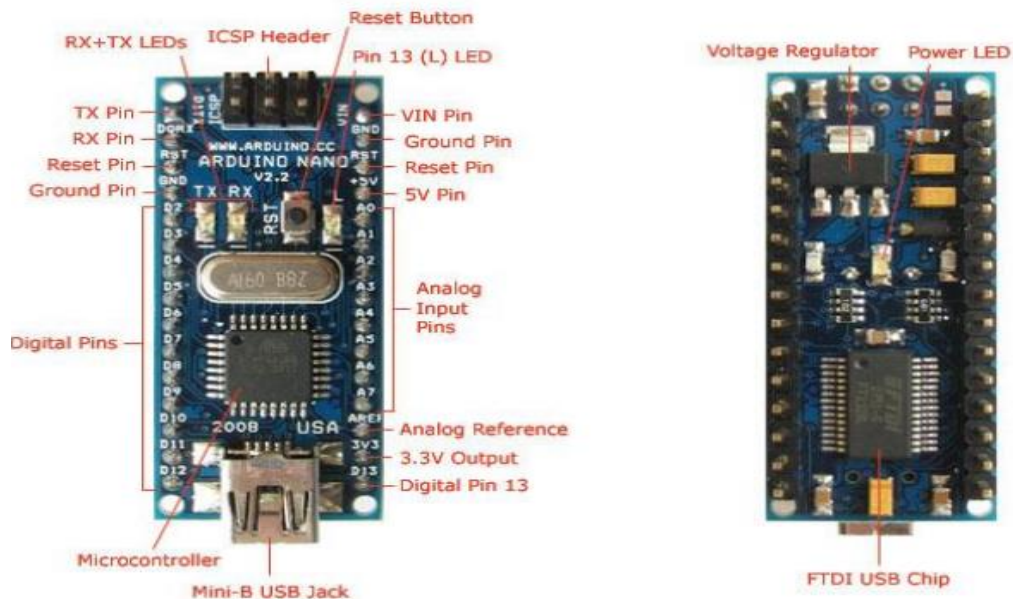
4.2 Input / Output Characteristics

The electrical characteristics such as power consumption, low and high level input and output voltages depend on the supply voltage. For proper communication with the sensor it is essential to make sure that signal design is strictly within the limits given in Table 4 & 5 and Figure 12.

Parameter	Conditions	min	typ	max	Units
Output Low Voltage, VOL	VDD = 3.0 V, 4 mA < I _{OL} < 0 mA	0	-	0.4	V
Output Sink Current, I _{OL}		-	-	-4	mA
Input Low Voltage, VIL		0	-	30% VDD	V
Input High Voltage, VIH		70% VDD	-	VDD	V
Input Current	VDD = 3.6 V, VIN = 0 V to 3.6 V	-	-	±1	µA

Table 4: DC characteristics of digital input/output pads. VDD = 2.1 V to 3.6 V, T = -40°C to 125°C, unless otherwise noted.

ANEXO C: CARACTERÍSTICAS DEL MICROCONTROLADOR ARDUINO NANO



Schematic and Design

Arduino Nano 3.0 (ATmega328): [schematic](#), [Eagle files](#).

Arduino Nano 2.3 (ATmega168): [manual](#) (pdf), [Eagle files](#). Note: since the free version of Eagle does not handle more than 2 layers, and this version of the Nano is 4 layers, it is published here unrouted, so users can open and use it in the free version of Eagle.

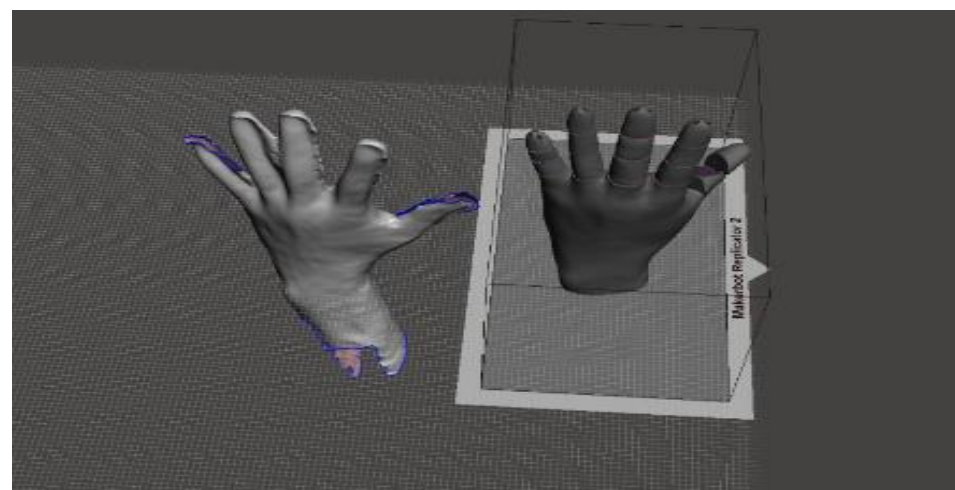
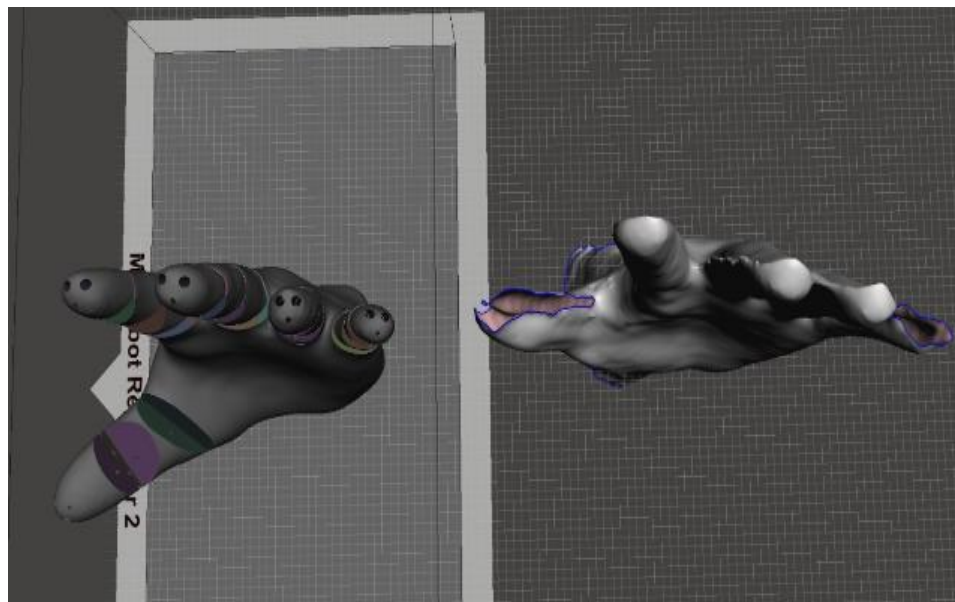
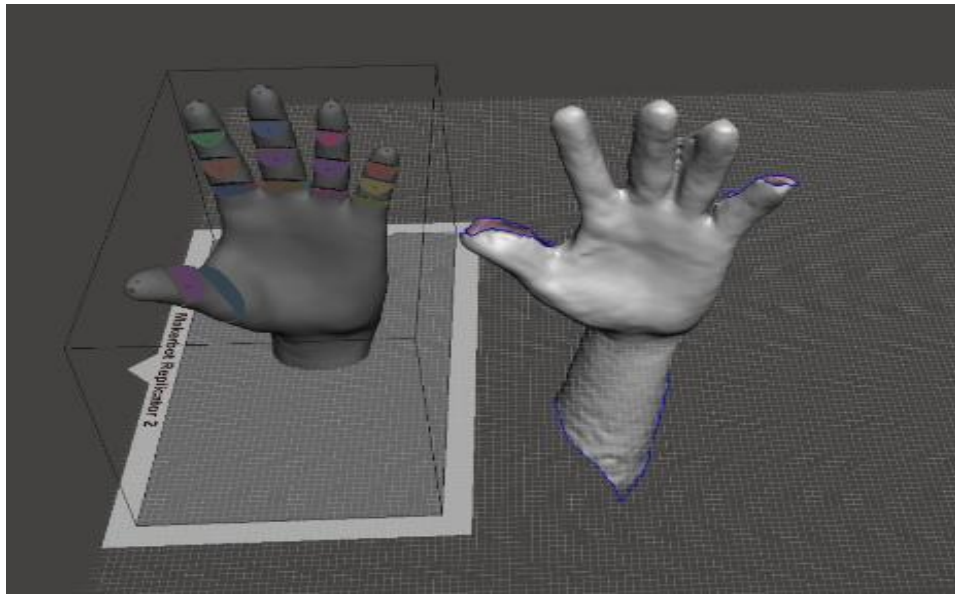
Specifications:

Microcontroller	Atmel ATmega168 or ATmega328
Operating Voltage (logic level)	5 V
Input Voltage (recommended)	7-12 V
Input Voltage (limits)	6-20 V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	8
DC Current per I/O Pin	40 mA
Flash Memory	16 KB (ATmega168) or 32 KB (ATmega328) of which 2 KB used by bootloader
SRAM	1 KB (ATmega168) or 2 KB (ATmega328)
EEPROM	512 bytes (ATmega168) or 1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz
Dimensions	0.73" x 1.70"

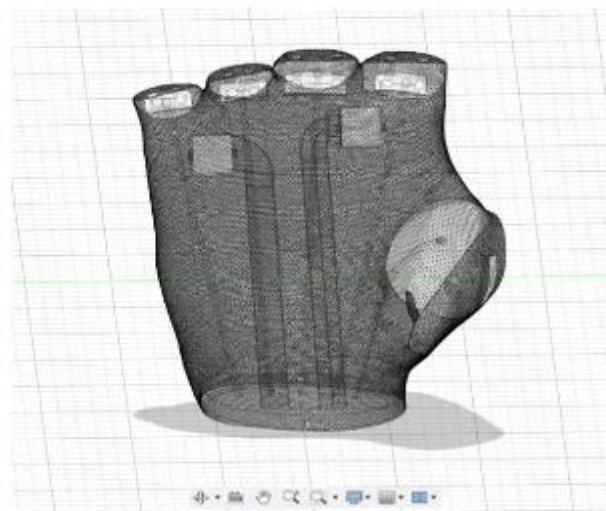
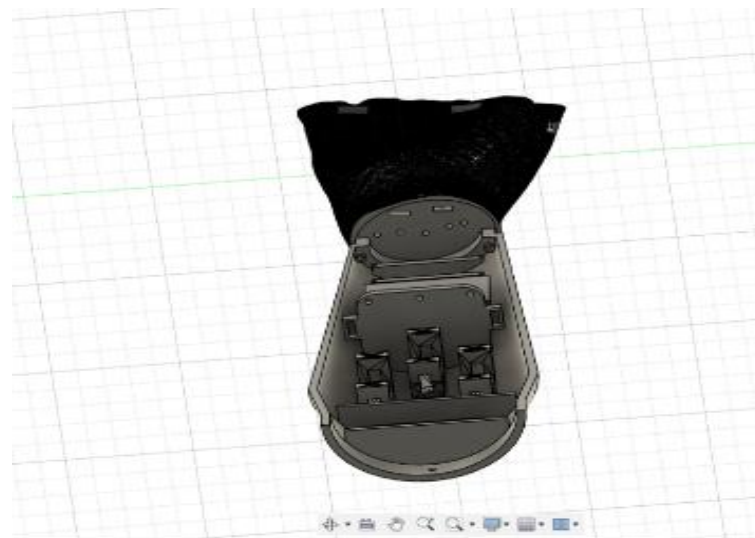
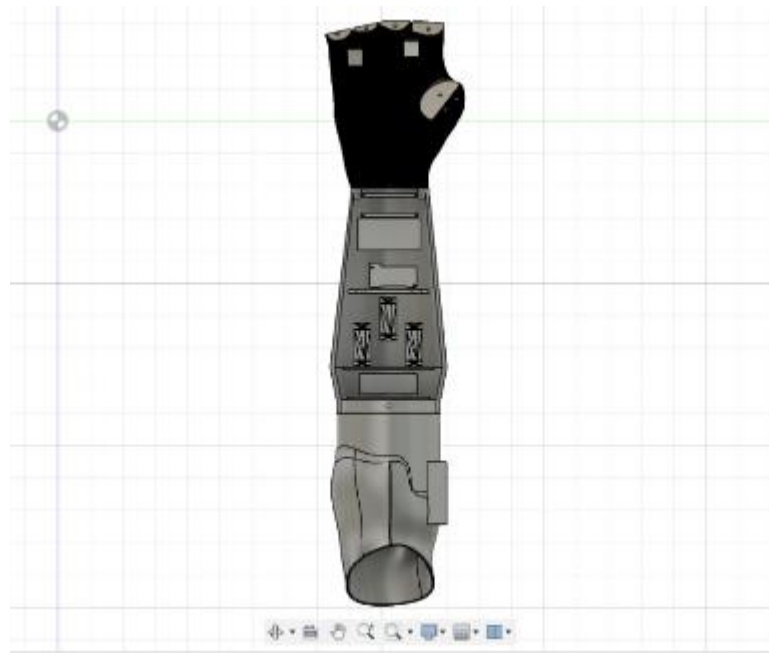
Power:

The Arduino Nano can be powered via the Mini-B USB connection, 6-20V unregulated external power supply (pin 30), or 5V regulated external power supply (pin 27). The power source is automatically selected to the highest voltage source.

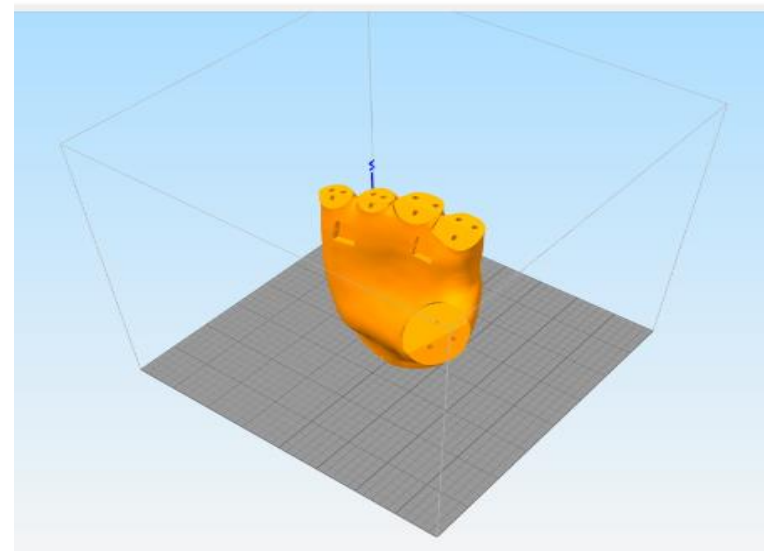
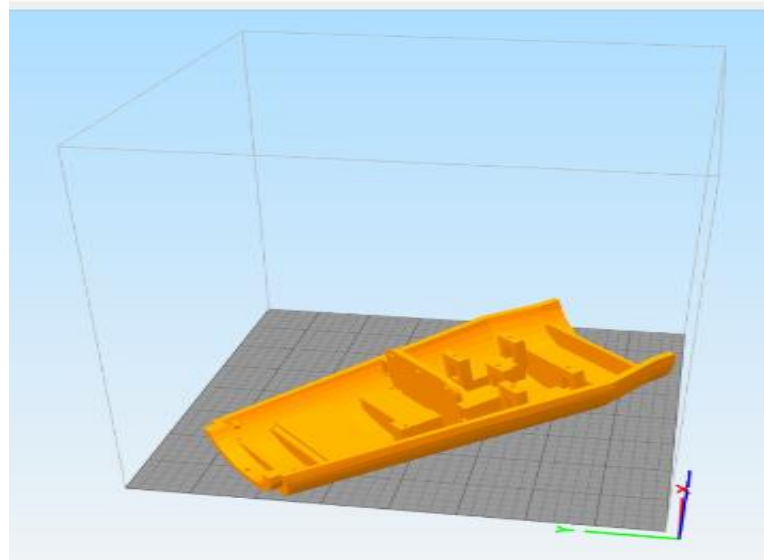
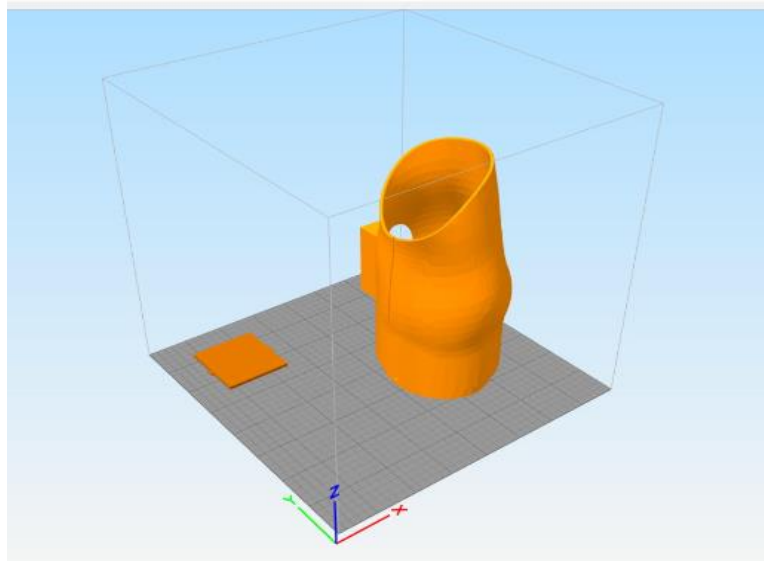
ANEXO D: DISEÑO ESTRUCTURAL DE LA MANO REALIZADO EN MESHMIXER



ANEXO E: DISEÑO ESTRUCTURAL DEL SOCKET, ANTEBRAZO Y MUÑÓN EN AUTODESK FUSION 360



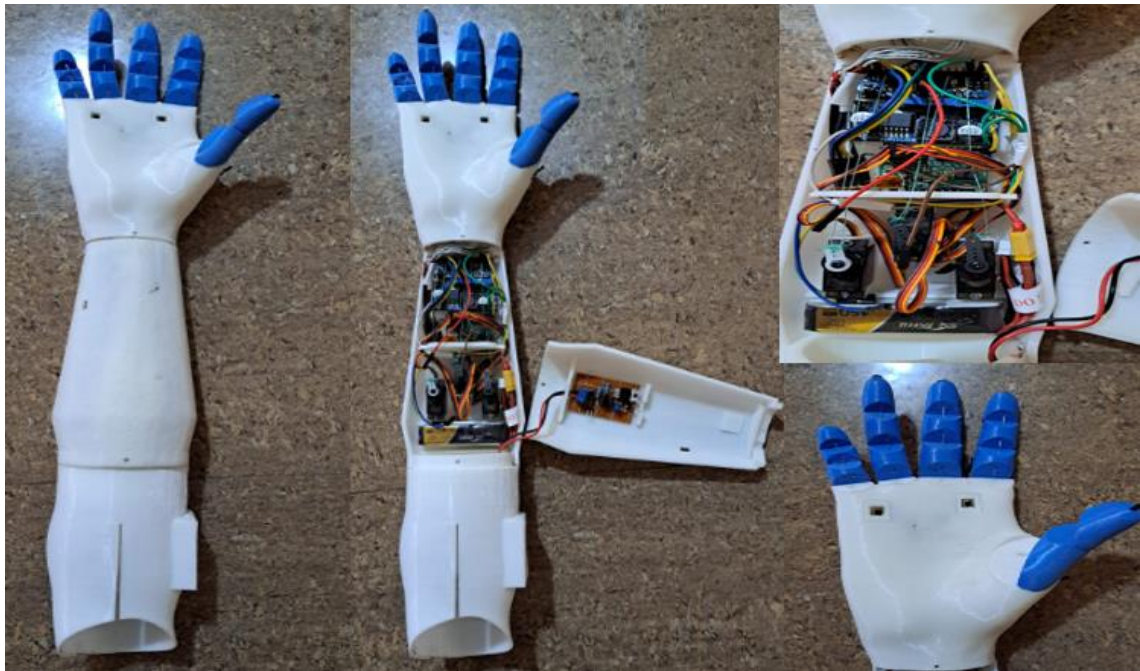
ANEXO F: IMPRESIÓN 3D EN SIMPLIFY SOFTWARE

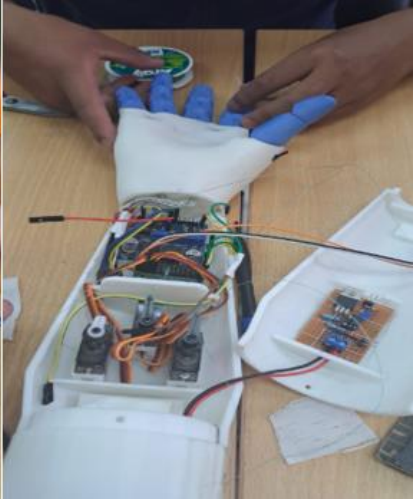


ANEXO G: PROGRAMACIÓN PARA LOS SENSORES SHT25 Y CONTROL DE LA CELDA PELTIER

```
2 #include "Wire.h"
3 #include "SHT2x.h"
4
5 uint32_t start;
6 uint32_t stop;
7
8 SHT2x sht;
9 const int Celda = 5;
10
11 void setup()
12 {
13   Serial.begin(115200);
14   Serial.println(__FILE__);
15   Serial.print("SHT2x_LIB_VERSION: ");
16   Serial.println(SHT2x_LIB_VERSION);
17
18   Wire.begin();
19   sht.begin();
20
21   uint8_t stat = sht.getStatus();
22   Serial.print(stat, HEX);
23   Serial.println();
24   //Config de pin
25   pinMode(Celda, OUTPUT);
26   digitalWrite(Celda, LOW);
27 }
28
29 void loop()
30 {
31   start = micros();
32   sht.read();
33   stop = micros();
34
35   Serial.print("\t");
36   Serial.print(stop - start);
37   Serial.print("\t");
38   Serial.print(sht.getTemperature(), 1);
39   Serial.print("\t");
40   Serial.println(sht.getHumidity(), 1);
41   delay(1000);
42
43
44   //Control de temperaturas de la celda
45   if (sht.getTemperature() >= 30 && sht.getTemperature() <= 31) {
46     digitalWrite(Celda, HIGH);
47     delay(5720);
48     digitalWrite(Celda, LOW);
49   }
50
51   if (sht.getTemperature() >= 32 && sht.getTemperature() <= 33) {
52     digitalWrite(Celda, HIGH);
53     delay(6440);
54     digitalWrite(Celda, LOW);
55   }
56
57   if (sht.getTemperature() >= 34 && sht.getTemperature() <= 35) {
58     digitalWrite(Celda, HIGH);
59     delay(7670);
60     digitalWrite(Celda, LOW);
61   }
62
63   if (sht.getTemperature() >= 36 && sht.getTemperature() <= 37) {
64     digitalWrite(Celda, HIGH);
65     delay(10240);
66     digitalWrite(Celda, LOW);
67   }
68
69   if (sht.getTemperature() >= 38 && sht.getTemperature() <= 39) {
70     digitalWrite(Celda, HIGH);
71     delay(15880);
72     digitalWrite(Celda, LOW);
73   }
74
75   if (sht.getTemperature() >= 40 && sht.getTemperature() <= 41) {
76     digitalWrite(Celda, HIGH);
77     delay(20370);
78     digitalWrite(Celda, LOW);
79   }
80
81
82   if (sht.getTemperature() >= 42.0 && sht.getTemperature() <= 42.9) {
83     digitalWrite(Celda, HIGH);
84     delay(37560);
85     digitalWrite(Celda, LOW);
86   }
87
88   if (sht.getTemperature() >= 45.0 && sht.getTemperature() <= 45.9) {
89     digitalWrite(Celda, HIGH);
90     delay(51410);
91     digitalWrite(Celda, LOW);
92   }
93
94   if (sht.getTemperature() >= 46.0 && sht.getTemperature() <= 47.9) {
95     digitalWrite(Celda, HIGH);
96     delay(100880);
97     digitalWrite(Celda, LOW);
98   }
99
100   if (sht.getTemperature() >= 48.0 && sht.getTemperature() <= 48.9) {
101     digitalWrite(Celda, HIGH);
102     delay(119540);
103     digitalWrite(Celda, LOW);
104   }
105
106   if (sht.getTemperature() >= 49.0 && sht.getTemperature() <= 49.9) {
107     digitalWrite(Celda, HIGH);
108     delay(135060);
109     digitalWrite(Celda, LOW);
110   }
111
112   if (sht.getTemperature() >= 50.0 && sht.getTemperature() <= 50.9) {
113     digitalWrite(Celda, HIGH);
114     delay(154040);
115     digitalWrite(Celda, LOW);
116   }
117
118
119
120
121
122
123
124
125
126 }
```

ANEXO H: RESULTADO FINAL DE LA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA TRANSRADIAL


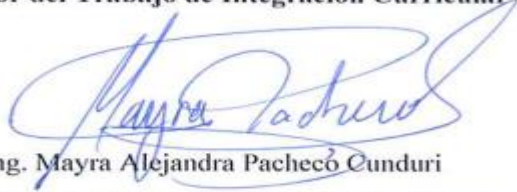






ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
CERTIFICADO DE CUMPLIMIENTO DE LA GUÍA PARA
NORMALIZACIÓN DE TRABAJOS DE FIN DE GRADO

Fecha de entrega: 01/04/2024

INFORMACIÓN DEL AUTORES
Nombres – Apellidos: Michael Andres Carreño Taxi Bryan Alexander Idrovo Cando
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: Informática y Electrónica
Carrera: Electrónica y Automatización
Título a optar: Ingeniero en Electrónica y Automatización
 Ing. Ramiro Fernando Isa Jara Director del Trabajo de Integración Curricular  Ing. Mayra Alejandra Pacheco Cunduri Asesor del Trabajo de Integración Curricular