

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO

ESCUELA DE POSGRADO

UNIDAD DE POSGRADO DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA
ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



“ALTERNATIVA TECNOLÓGICA DE UN BRAZO ORTOPÉDICO FLEXIBLE PARA EL IMPLANTE EN EL SER HUMANO”

TESIS PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO EN
CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA, CON MENCIÓN EN INGENIERÍA
BIOMÉDICA

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Modesto Alarcon More".

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Modesto Alarcon More".

AUTOR: MODESTO ALARCON MORE

Callao, 2020

PERÚ

HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO

MIEMBROS DEL JURADO

Dr. Ing. JACOB ASTOCONDOR VILLAR..... PRESIDENTE
Dr. Ing. CÉSAR AUGUSTO SANTOS MEJÍA SECRETARIO
MSc. Ing. JULIO CÉSAR BORJAS CASTAÑEDA..... MIEMBRO
MSc. Ing. ABILIO BERNARDINO CUZCANO RIVAS..... MIEMBRO
Dr. Ing. MARCELO NEMESIO DAMAS NIÑO.....ASESOR

N° DE LIBRO : 1
FOLIO : 101
FECHA DE APROBACIÓN : 03 de febrero de 2021
RESOLUCIÓN DIRECTORIAL : N° 005-2021-DUPFIEE
de fecha 21 de enero de 2021

DEDICATORIA

A mis padres Luz y Hortencio por el apoyo incondicional que me brindaron en vida, de todo corazón este otro logro para ellos que partieron a temprana edad y nunca pudieron ver mis logros alcanzados.

ÍNDICE

ÍNDICE DE CUADROS	3
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	4
RESUMEN	6
I. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	8
1.1. Descripción de la realidad problemática	8
1.2. Formulación del problema	9
1.2.1. Problema general	9
1.2.2. Problemas específicos	9
1.3. Objetivos	10
1.3.1. Objetivo general	10
1.3.2. Objetivos específicos	10
1.4. Limitantes de la investigación.....	10
II. MARCO TEÓRICO	13
2.1 Antecedentes de la investigación	13
2.2 Bases teóricas.....	20
2.2.1 Modelamiento físico- matemático de un brazo robótico (RR).....	20
2.2.2 Energía cinética del eslabón 1	21
2.2.3 Energía cinética del eslabón 2	23
2.2.4 Cálculo de la energía potencial de los dos eslabones (U)	25
2.2.5 Análisis físico – matemático del gesto articular del codo.....	29
2.2.6 Biomecánica del brazo	36
2.3 Marco conceptual.....	37
2.3.1 Fundamento epistemológico.	37
2.3.2 Fundamento ontológico.	38
2.3.3 Fundamento metodológico	38
2.4 Definición de términos básicos	38
III. HIPÓTESIS Y VARIABLES	40
3.1 Hipótesis general:	40
3.1.1. Hipótesis específicos	40
3.2 Definición conceptual de variables.	40
3.2.1 Operacionalización de variables.	40

IV. DISEÑO METODOLÓGICO	41
4.1 Tipo y diseño de la investigación.....	41
4.2 Método de investigación	41
4.2.1 Procedimiento para la pre-implementación.....	41
4.2.2 Estudio anatómico de la extremidad superior.	44
4.2.3 Huesos de la extremidad superior	54
4.2.4 Potenciales bioeléctricas.	57
4.2.5 Etapas del circuito sensor muscular	62
4.2.6 Pre-construcción del brazo ortopédico.....	72
4.2.7 Construcción mecánica de la mano.....	74
4.2.8 El programa de control para los servomotores	80
4.3 Población y muestra	82
4.4 Lugar de estudio	82
4.5 Técnicas e instrumentos de recolección de datos.....	83
4.6 Análisis y procesamiento de datos	83
V. RESULTADOS.....	86
5.1 Resultados descriptivos.....	86
5.2 Resultados inferenciales	86
VI. DISCUSION DE RESULTADOS	88
6.1. Contrastación y demostración de la hipótesis	88
6.2. Contrastación de los resultados.....	89
6.3 Responsabilidad ética	92
ANEXOS	96
Matriz de Consistencia.....	96

ÍNDICE DE CUADROS

Cuadro 1. Operacionalización de variables	40
Cuadro 2. Valores típicos para diferentes señales bioeléctricas	58
Cuadro 3. Especificaciones Eléctricas del sensor muscular V3.....	67
Cuadro 4. Lista de materiales en piezas 3D	75
Cuadro 5. Cartilla de preguntas para encuesta a personas amputadas.	84
Cuadro 6. Presupuesto del brazo ortopédico flexible	87
Cuadro 7. Torque en la articulación 1(hombro)	90
Cuadro 8. Torque en la articulación 2(codo)	91

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Figura 1. Prótesis mecánica de miembro superior	18
Figura 2. Tipos de Prótesis y Ortesis	19
Figura 3. Brazo articulado de dos grados de libertad	20
Figura 4. Energía cinética del eslabón 1.....	22
Figura 5. Energía cinética del eslabón 2.....	24
Figura 6. Energía potencial eslabón1 y eslabón 2.....	26
Figura 7. Eje mecánico (EM) de los huesos del codo	30
Figura 8. Modelo vectorial de la flexión de codo.....	31
Figura 9. Flexión de codo para un ángulo articular de 90°	34
Figura 10. Flexión de codo para un ángulo de tensión muscular de 90°	36
Figura 11. Variación de la fuerza del músculo en función de su longitud	37
Figura 12. Sistema de suspensión del brazo ortopédico	42
Figura 13. Arreglo de malla para la suspensión	43
Figura 14. Trenzado de la malla de suspensión	44
Figura 15. Músculo fusiforme	45
Figura 16. Tejidos conectivos de la fibra muscular	46
Figura 17. Origen de la fibra muscular	47
Figura 18. Partes de la fibra muscular.....	48
Figura 19. Túbulos "T"	49
Figura 20. El Sarcómero	50
Figura 21. Vista microscópica de una fibra muscular	51
Figura 22. Bandas de los miofilamentos	51
Figura 23. Acción de la motoneurona para la contracción muscular	52
Figura 24. Contracción muscular	52
Figura 25. Hipertrofia Muscular	53
Figura 26. Articulaciones y huesos de la extremidad superior	54
Figura 27. Ejes y planos del cuerpo humano	55
Figura 28. Flexión / Extensión	56
Figura 29. Abducción/Aducción	56
Figura 30. Pronación / Supinación	57
Figura 31. Corte transversal de un electrodo de plata-cloruro de plata	59
Figura 32. Determinación experimental de magnitud de la impedancia en función de la frecuencia para los electrodos.....	59
Figura 33. El modelamiento eléctrico de la unión electrodo-electrolito-piel.....	60
Figura 34. Circuito completo del Sensor Muscular V3.....	61

Figura 35. Etapa de captura de señal.....	62
Figura 36. Etapa amplificación - inversión de señal	63
Figura 37. Etapa de filtrado de la señal	63
Figura 38. Etapa de rectificado de la señal	64
Figura 39. Filtro pasa bajas $f_c=1.975$ Hz	65
Figura 40. Amplificación regulable	66
Figura 41. Sensor Muscular V3	67
Figura 42. Proceso de rectificación de la señal muscular	68
Figura 43. Tarjeta ARDUINO	69
Figura 44. Circuito ARDUINO acoplado al sensor Muscular V3	70
Figura 45. Cables del sensor muscular V3	71
Figura 46. Electrodo de sensores musculares.....	72
Figura 47. Diagrama de bloques del prototipo.....	73
Figura 48. Diseño de la mano con sus diferentes articulaciones.....	74
Figura 49. Construcción de los fragmentados (Dedos).....	76
Figura 50. Construcción fragmentada de la mano.....	77
Figura 51. Construcción y ensamblaje de la mano	77
Figura 52. Prótesis en 3D de la mano	78
Figura 53. Servomecanismos controlados por ARDUINO.....	79
Figura 54. Simulación de la mano acoplada al brazo.....	80
Figura 55. Posición inicial del brazo ortopédico	88

RESUMEN

La presente tesis es una nueva alternativa tecnológica de brazo ortopédico flexible como implante de prótesis a personas que por diferentes circunstancias han perdido parte o una extremidad superior completa. Se realizó un diseño y pre-implementación del brazo ortopédico adecuado para levantar cargas en la mano, existen brazos ortopédicos estéticos pero la diferencia de la propuesta radica en que se puede levantar cargas de 0.5 kgf sin utilizar compensadores.

Se logra mejores prestaciones que los brazos mecánicos ya existentes tanto en flexibilidad como anatómicos al paciente, se necesita un material resistente y liviano, tratando en lo posible imitar al brazo original amputado tanto en dimensiones como en peso; para ello se hace necesario obtener un molde anatómico que encaje en el muñón de la persona para su adecuada inserción.

El proyecto es importante porque propone una alternativa de prótesis para las extremidades superiores, es viable y su estudio e implementación del prototipo, puede traer consigo una repercusión importante en los pacientes es decir una nueva tendencia generalizada a utilizar prótesis flexibles con mejores prestaciones a las existentes y sobre todo económicas.

Palabras claves: Diseño de prótesis, señales mioeléctricas, servomotores.

RESUMO

Esta tese é uma nova alternativa tecnológica de braço ortopédico flexível como implante de prótese para pessoas que devido a diferentes circunstâncias perderam parte ou um membro superior completo. Foi feito um projeto e pré-implantação do braço ortopédico adequado para levantamento de cargas na mão, existem braços ortopédicos estéticos mas a diferença na proposta é que é possível levantar cargas de 0,5 kgf sem o uso de compensadores.

Alcança melhor desempenho que os braços mecânicos existentes tanto em flexibilidade como anatômica para o paciente, sendo necessário um material resistente e leve, tentando ao máximo imitar o braço amputado original tanto em dimensões quanto em peso; Para isso, é necessária a obtenção de um molde anatômico que se encaixe no coto da pessoa para uma inserção adequada.

O projeto é importante porque propõe uma prótese alternativa para membros superiores, é viável e seu estudo e implantação do protótipo podem ter um impacto significativo nos pacientes, ou seja, uma nova tendência geral de uso de próteses flexíveis com melhores benefícios que as existentes e, sobretudo, econômicas.

Palavras-chave: Projeto de próteses, sinais mioelétricos, servo motores.

I. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

1.1. Descripción de la realidad problemática

Existe la necesidad de plantear una nueva alternativa tecnológica de prótesis para las extremidades superiores, esta propuesta consiste en un brazo ortopédico flexible; prótesis Trans-humeral es decir cubre entre la articulación del codo y la articulación del hombro hasta la mano.

¿Es necesario una nueva alternativa tecnológica de brazo ortopédico flexible, anatómica, capaz de levantar cargas y económica en nuestro país?

Claro que si necesario presentar esta nueva alternativa de prótesis anatómica, flexible y asequible a las personas que por diferentes circunstancias perdieron una extremidad superior total o parcial.

Las actuales prótesis que se implantan son semirrígidas y en el mejor de los casos de funcionamiento mecánico (brazo mecánico), producen incomodidad y no ofrecen flexibilidad y funcionalidad en el desarrollo de tareas cotidianas, por ello la ciencia y tecnología deben mejorar la calidad de vida de las personas discapacitadas y mejorar sus posibilidades de recuperación físico- emocional.

Las amputaciones se originan por las siguientes causas:

- La enfermedad vascular (no traumática), originada por la falta de circulación en un miembro constituye una indicación absoluta de amputación.
- La insuficiencia circulatoria secundaria o enfermedad vascular arterioesclerótica constituye la causa más frecuente de amputación, generalmente va asociada a diabetes mellitus y puede llegar a la necrosis (gangrena) en la extremidad.
- Los accidentes traumáticos son originados por accidentes de trabajo, de tránsito y conflictos bélicos también por minas personales.
- Si existe una pérdida completa del sistema neuromuscular, con aplastamiento grave y deterioro de la piel el recurso para salvar la vida es la amputación de la extremidad. Las deformaciones congénitas en niños

con defectos parciales o totales son tratadas inicialmente con intervención quirúrgica para hacer más funcional la extremidad afectada, pero, si no se obtiene resultados positivos después de varias intervenciones quirúrgicas lo recomendable es la amputación.

Una decisiva y humana política del estado, una educación de calidad y una tecnología al servicio de la sociedad serían los tres aspectos fundamentales para reducir los problemas de amputación en el Perú.

Es un trauma perder un brazo porque viene consigo acompañado de una baja autoestima emocional razón por la cual se intenta recuperar el estado emocional de las personas afectadas. “Por citar un ejemplo si un niño de 10 años sufriese la amputación de un miembro inferior va a necesitar entre 25 y 30 prótesis a lo largo de su vida por lo tanto los usuarios de estos servicios deben tener derecho a ser tratados por el mismo profesional clínico durante una parte sustancial de su vida, siempre que sea posible, debido a la complejidad de la relación psicosocial, física y técnica entre el proveedor y el usuario. Es indispensable contar con información sobre cuántas personas necesitan los servicios, qué tipo de servicios necesitan y dónde viven, para poder planificar y crear servicios para todos en todo el país constituye un trabajo en conjunto” [1].

1.2. Formulación del problema.

1.2.1. Problema general

¿De qué manera la nueva alternativa tecnológica de un brazo ortopédico flexible como implante influye en la recuperación óptima del ser humano?

1.2.2. Problemas específicos

- a) ¿De qué manera influye el implante de un brazo ortopédico flexible en una persona desde el punto de vista físico?
- b) ¿Qué relación existe entre el brazo robótico articulado (RR) y el brazo humano?

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Presentar una nueva alternativa tecnológica de un brazo ortopédico flexible para el implante en un ser humano.

1.3.2. Objetivos específicos

- a) Determinar la influencia que produce el implante de un brazo ortopédico flexible en una persona desde el punto de vista físico.
- b) Determinar la relación que existe entre brazo robótico articulado (RR) y el brazo humano.

1.4. Limitantes de la investigación.

Se consideran las siguientes:

- Para el análisis del modelo matemático se trabajó con principios de Robótica limitándose el estudio a un robot de dos grados de libertad (RR). Además de las conclusiones del análisis para los torques se consideró ciertas condiciones (términos inerciales y términos de velocidad centrífugas muy pequeños) simplificando aún más el modelo, quedando solo términos de torques de los elementos debido a la gravedad.
- Los prototipos a través del tiempo, desde brazos estéticos hasta brazos biónicos, tienden a ser más sofisticados, pero también más costosos razón por la cual una prótesis con prestaciones sofisticadas en nuestra realidad es difícil de comprar dado el poco nivel adquisitivo de las personas afectadas por esta discapacidad.
- La investigación se desarrolló en Lima Metropolitana por ser el departamento con más casos de discapacidad en el Perú según el INEI, como referencia el hospital arzobispo Loayza para realizar encuestas y entender las expectativas de los pacientes que esperan recibir ante el implante del brazo ortopédico.
Existe poca o nula colaboración de los pacientes a someterse a pruebas

de los circuitos electrónicos pues consideran que son invasivos y sostienen estar ya acostumbrados a su discapacidad.

“La Organización Mundial de la Salud (OMS) en el año 2017 propone que una obligación de los “Estados” es facilitar el acceso de las personas con discapacidad a las ayudas para la movilidad, los dispositivos y tecnologías de apoyo” [1]. Las Normas de Ortoprotésica y un manual de aplicación abarcan cuatro áreas del sistema de salud:

- a) Políticas (gobierno, financiación e información).
- b) Productos (prótesis y ortesis).
- c) Personal capacitado y especialistas como fuerza de trabajo.
- d) Prestación de servicios.

a) Políticas (gobierno, financiación e información).

“Debe existir una comisión estatal, integrada por una amplia variedad de partes interesadas, para la coordinación y el desarrollo de la prestación de servicios a nivel nacional y esta prestación debe estar regulada por el Estado” [1].

Los beneficios de estos servicios deben analizarse a nivel de persona, familia, sociedad, sector salud y de país para de esta forma garantizar buenos productos, buena calidad de los mismos para de esta forma lograr una inclusión de las personas a la sociedad y al mercado laboral.

“Se estima que el 0,5% de la población mundial es decir de [35-40] millones de personas que necesitan servicios de ortoprotésica en todo el mundo. Unos 415 millones de personas padecían diabetes en 2015, y esta cifra puede aumentar a 642 millones en 2040 y las personas diabéticas tienen pérdida sensorial en los pies y corren riesgo de sufrir lesiones” [1].

b) Productos (prótesis y ortesis)

“La ortoprotésica tiene distintos propósitos, que pueden consistir en mejorar la movilidad, la agilidad, aliviar el dolor, restaurar la estética, proteger las articulaciones, prevenir y corregir deformaciones” [1].

c) Personal (fuerza de trabajo).

Un equipo multidisciplinario que tenga una combinación adecuada de conocimientos y habilidades puede brindar tratamientos oportunos y eficaces. Los tratamientos complicados y la atención de casos complejos deben estar a cargo de profesionales que tengan habilidades complementarias entre sí [1].

d) Prestación de servicios.

Los servicios de ortoprotésica deben ser accesibles para todas las personas de todas las edades hombres y mujeres que lo necesitan y los servicios deben formar parte integral del sector de la salud. Existen brazos ortopédicos sofisticados pero válido para otras realidades por los costos que demandan, se pueden adquirir a un costo aproximado de \$50,000 dólares americanos esto implica adquirir un brazo ortopédico biónico con todas las bondades que ofrecen a cambio de altísimos costos, pues aquí radica la diferencia con la propuesta del proyecto ya que su costo aproximado será S/5000.00 cinco mil nuevos soles.

II. MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes de la investigación.

En el siglo XX, se desarrolla en Alemania el gancho *Fischer* cuya ventaja principal era que poseía una mayor potencia y diversidad en los tipos de prensión y sujeción de los objetos.

“Prótesis con mando mioeléctrico comienza en 1960 en Rusia, esta opción protésica funciona con pequeños potenciales extraídos durante la contracción de las masas musculares del muñón, siendo estos potenciales acondicionados, amplificados y conducidos con cables especiales para alimentar servomecanismos y obtener movimiento” [2].

Se considera antecedentes de investigación como:

a) Antecedentes de la investigación (internacionales).

- 1) En el año 2008 tesis para obtener el grado de maestro desarrollada en la Universidad Nacional Autónoma de México “**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN SOCKET DE MIEMBRO SUPERIOR CON SUSPENSION AJUSTABLE**” Autor: Ing. Iván Nieto Díaz Lavana.

Resumen: El objetivo es el diseño de un socket de miembro superior a nivel trans-humeral que proporcione a una persona amputada la posibilidad de colocarse una prótesis de manera sencilla y cómoda, permitiéndole tener un rango de movimiento para realizar los movimientos naturales del brazo humano. Se pretende diseñar un nuevo tipo de sistema de suspensión que sea capaz de adaptarse tanto a los cambios de volumen del órgano residual como a las cargas aplicadas a la prótesis, aplicando la fuerza necesaria para mantener la prótesis unida al órgano residual a medida que cambie la carga que soporta la prótesis. Finalmente se pretende que el diseño del socket permita una producción en serie, lo que disminuiría de forma considerable el costo de estos aditamentos.

El desarrollo de esta tesis establece las siguientes

Conclusiones: Se produjeron los diseños, de un nuevo tipo de suspensión y de un nuevo socket funcionales que permitirán la producción en serie de los diferentes elementos que componen al socket, lo que tendrá como consecuencia un decremento en el costo de esta parte tan importante en los distintos tipos de prótesis de miembro superior que existen en el mercado, tanto nacional como internacional. Los resultados obtenidos en las pruebas demuestran que el diseño propuesto es superior a los que existen actualmente en el mercado por las siguientes características propias del diseño. El sistema de suspensión es capaz de ajustarse a las diferentes cargas aplicadas, por lo que resultará más cómodo para el usuario. La capacidad de ajuste del sistema de suspensión, proporcionará una retroalimentación al usuario sobre el peso que se está levantando, ya que entre más elevada es la carga, mayor es la fuerza que ejerce la malla sobre el órgano residual, lo que permitirá al usuario no perder la dimensión del peso que puede soportar. Se podrá realizar la producción en serie bajando los costos de producción y el costo final del usuario. Éste diseño puede ser utilizado con los diferentes tipos de prótesis existentes en el mercado, ya sean mecánicas, eléctricas o híbridas.

- 2) En el año 2015 tesis para obtener títulos de: Ingenieros Electrónicos e Ingenieros Mecánicos desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca (Ecuador). **“DISEÑO, CONSTRUCCION E IMPLEMENTACION DE PROTESIS BIOMECANICA DE MANO DERECHA (SEGUNDA FASE)”** Autores: Ingeniería Electrónica: José Luis Vargas Pérez, Luis Fernando Yunga Patiño. Ingeniería Mecánica: Luis Fernando Cajamarca Guambaña, Jorge Luis Matute Salinas. **Resumen:** El objetivo del proyecto es diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de la mano derecha. Se estudia los avances tecnológicos en la estética de la mano, el diseño de la muñeca y socket en la parte electrónica se analiza: anillos colectores, elevadores de voltaje, adquisición de la señal y el sistema de control.

El nuevo diseño presenta dimensiones y formas similares a la mano humana, se logra integrar todos los componentes electrónicos y mecánicos sin generar inconvenientes ni alterar el diseño definido. El socket que permite la unión entre

el antebrazo y la prótesis fue fabricado tomando la forma anatómica del antebrazo amputado, esto garantiza una sujeción fija y no invasiva y su antropometría permite utilizar prendas de vestir sin modificar su diseño. Para el control de la prótesis se utiliza un microcontrolador que responde a las señales obtenidas desde el sensor óptico, mediante código Morse se codifica la información obtenida permitiendo el control de sus actuadores reproduciendo los movimientos programados de la mano. Se realiza una evaluación de la prótesis referente a sus funciones y se determina que los movimientos planificados son cumplidos, pero requieren de un entrenamiento permanente del usuario.

El desarrollo de esta tesis establece las siguientes

Conclusiones: La prótesis biomecánica tiene una antropometría similar a la mano izquierda del beneficiario. La integración del diseño con la etapa constructiva dio como resultado las características de un modelo con superficies complejas, excelente acabado superficial y un producto totalmente funcional. Los componentes electrónicos y mecánicos se encuentran integrados en la mano, formando un solo conjunto, esto permite que el usuario de la prótesis pueda colocarse prendas de vestir sin retirarse la prótesis. Al implementar el movimiento giratorio en la prótesis de mano gracias a un sistema de muñeca móvil, permite al usuario realizar posiciones más cómodas para sus actividades diarias. La ergonomía que tiene el socket permite al usuario generar las señales que son captadas mediante el sensor óptico, posteriormente estas señales son codificadas en un microprocesador que ejecuta cada uno de los movimientos de la prótesis. Se asigna los movimientos a la secuencia de código Morse, estas permitirán realizar acciones rápidas con la posibilidad de ser cambiadas dependiendo de la destreza y habilidad del usuario.

b) Antecedentes de la investigación (nacionales).

- 3) En el año 2013 tesis para obtener el título de Ingeniero Electrónico desarrollada en la Pontificia Universidad Católica del Perú. **“DISEÑO MECÁNICO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA TRANSRADIAL”** Autor: Boris Steven Sullcahuamán Jáuregui.

Resumen: La presente tesis consiste en el diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica dirigida a pacientes que sufrieron amputaciones por debajo del codo (transradial). Se presenta el análisis de un mecanismo de un grado de libertad que simula el movimiento de los dedos índice y pulgar de una mano humana con el propósito de realizar la sujeción de objetos de 0,5 kg de masa, considerando el tamaño y peso de la mano de una persona adulta promedio. El movimiento de los dedos está restringido por la relación de posición angular entre falanges, para ello se utiliza el mecanismo de doble manivela aplicado en la articulación de cada falange. Además, se realiza el análisis a través de las ecuaciones de Freudenstein para determinar las dimensiones y verificar cada elemento a través del cálculo por resistencia de materiales. Finalmente, para el accionamiento de los dedos se emplea un actuador neumático que garantiza un control proporcional de la fuerza a emplear. El desarrollo de esta tesis establece las siguientes.

Conclusiones: Se ha cumplido el objetivo principal que es diseñar y fabricar un prototipo de prótesis para personas amputadas por debajo del codo que desarrolla la fuerza necesaria para coger y sostener objetos de hasta 500 gr y que puede ser fabricado íntegramente utilizando técnicas y materiales disponibles en el ámbito industrial nacional. El peso del prototipo fabricado que comprende el sistema de sujeción, el sistema transmisión, el sistema de generación de fuerza, soportes, bocinas y pasadores es de aproximadamente 350 gramos, un valor dentro del rango promedio de peso de la mano humana, esto teniendo en cuenta que solo se fabricaron dos de los cinco dedos de la mano.

- 4) Año 2014 tesis obtener el título de Ingeniero Mecatrónico desarrollada en la Pontificia Universidad Católica del Perú. **“DISEÑO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA DESARTICULACIÓN DE MUÑECA”**. Autor: Carlos Alberto Salas Casapino.

Resumen: Existen una gran cantidad de pacientes amputados de miembro superior en el país producto de accidentes o enfermedades, ante tal situación y

dado lo costoso que es adquirir una prótesis comercial nace la idea de diseñar una prótesis de mano que ayude a realizar quehaceres cotidianos. Este trabajo tiene por objeto presentar el diseño de una prótesis de mano mioeléctrica para desarticulación de muñeca que permita sujetar objetos mayores a 3cm^3 y a su vez regular la fuerza con que se agarran dichos objetos. Para lograr lo propuesto, se planteó un sistema de adquisición de datos en base a sensores que captura, amplifica y suaviza las señales mioeléctricas provenientes de los músculos del brazo y antebrazo. Las señales adquiridas del antebrazo pasan a un sistema de procesamiento de datos que mediante algoritmos matemáticos y de optimización permite estimar la fuerza de agarre de la mano debido a la relación lineal que existe entre esta función prensil con la contracción del músculo. La señal adquirida del brazo, la estimación de la fuerza de agarre y la señal de unos sensores de fuerza ubicados en los dedos del prototipo entran como datos de referencia al sistema de control que dependiendo de los valores que estos tengan y de la lógica de control propiamente dicha accionará 3 servomotores que abrirán o cerrarán la prótesis de mano y regulará la fuerza de agarre de los objetos sujetados. El diseño mecánico presenta un modelo portátil que está conformado por un acople de muñeca, dos bases en forma de palma en donde se ubican los componentes electrónicos y 3 dedos capaces de adaptarse a las diferentes superficies que poseen los objetos sujetados gracias a mecanismos ubicados en la zona superior de las falanges de los dedos de la prótesis. El desarrollo de esta Tesis establece las siguientes

Conclusiones: Se logró diseñar una prótesis mioeléctrica para pacientes con desarticulación de muñeca capaz de sujetar objetos de tamaño mediano (con volumen no mayor a 3 cm^3). La prótesis es capaz de sujetar objetos mayores a 2 kg debido a los resultados hallados en el análisis a la resistencia al corte del material con que fueron desarrollados los elementos integrantes del prototipo. Se consiguió diseñar una prótesis mioeléctrica capaz de controlar la fuerza de sujeción basada en la estimación de la fuerza prensil de la mano gracias a la relación lineal existente con la contracción del músculo del antebrazo Extensor Carpi Radialis Longus.

Las prótesis mecánicas que en la actualidad se utilizan realizan la tarea de apertura- cierre de la pinza en forma voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario mediante un sistema resorte.

Actualmente en el Perú la prótesis mecánica semirrígida con un sistema de agarre en terminación pinza en una ortopedia su precio oscila entre s/6500.00 a s/8000.00 nuevos soles y su adquisición tienen las siguientes características:

- Material de polipropileno.
- Color carne.
- Guante de silicona.
- Sistema modular.
- Funda cosmética.

El trabajo se entrega en un promedio de 20 días hábiles.



Figura 2.1 Prótesis mecánica de miembro superior.

Fuente: Niveles-de-amputacion-miembro-superior.html

En la figura 2.2 se muestra una colección de prótesis y órtesis presentada por la Organización Mundial de la Salud en sus normas ortoprotésicas.



Figura 2.2 Tipos de Prótesis y Órtesis.
Fuente. Normas ortoprotésicas [OMS]

2.2 Bases teóricas

La investigación se sustenta mediante un modelamiento físico - matemático de un robot (RR), luego estas conclusiones del análisis se encuentra una relación con el modelo matemático del gesto articular del codo.

El robot (RR) tiene un funcionamiento análogo al brazo – codo razón por la cual se justifica el comportamiento del brazo humano en base a principios de robótica.

2.2.1 Modelamiento físico- matemático de un brazo robótico (RR)

El modelo matemático como instrumento de medición requiere de datos es decir de ángulos (θ_1, θ_2) para otros parámetros constantes (a_i, d_i, α_i) dentro de la formulación de LAGRANGE el análisis tiene como objetivo relacionarlo con las ecuaciones del gesto articular del codo. El modelo dinámico del brazo ortopédico se relaciona con los movimientos de un robot articulado (RR) y relaciona:

- Las variables articulares y sus derivadas (velocidad, aceleración).
- Las fuerzas y los momentos aplicados a las articulaciones.
- Los parámetros propios del robot (longitud, masa e inercias).

La obtención del modelo dinámico del brazo ortopédico el codo - muñeca se analiza mediante la formulación de LAGRANGE.

LAGRANGIANO:
$$L_{(\theta,\theta)} = K_{(\theta,\theta)} - U(\theta)$$

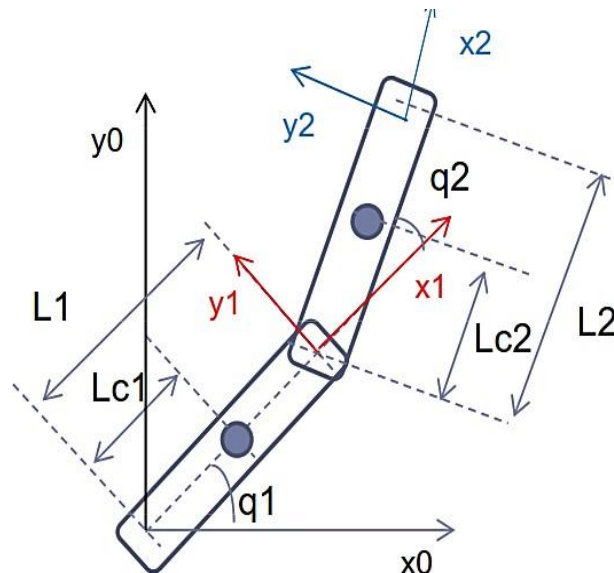


Figura 2.4 Brazo articulado de dos grados de libertad.

Fuente propia

dónde:

m_1, m_2 : Masa de los eslabones

v_1, v_2 : Velocidad lineal del CM de los eslabones

I_1, I_2 : Tensor de inercia del CM de los eslabones

La energía cinética (K) codo (eslabón1) se compone:

- Debido a la velocidad lineal.
- Debido a la velocidad angular.

2.2.2 Energía cinética del eslabón 1:

La energía cinética es la suma de dos energías una debido a la velocidad lineal y otra debido a la velocidad angular del eslabón 1 se compone de dos términos

$$K_1 = \frac{1}{2} m_1 v_1^T v_1 + \frac{1}{2} \omega_1^T I_1 \omega_1 \quad \text{Además:}$$

$$\begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_v(\theta) \\ J_\omega(\theta) \end{bmatrix} \cdot \theta$$

La velocidad angular es la misma en todos los puntos del eslabón, pero la velocidad lineal es distinta razón por la cual se considera la velocidad del centro de masa (CM).

Calculamos inicialmente la matriz de transformación de Hartenberg (MTH) del primer eslabón.

$${}^0_1A = \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & L_{C1}C\theta_1 \\ S\theta_1 & C\theta_1 & 0 & L_{C1}S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

dónde:

$$x = L_{C1}C\theta_1$$

$$y = L_{C1}S\theta_1$$

$$z = 0$$

(x,y,z) es el vector posición del robot en el espacio.

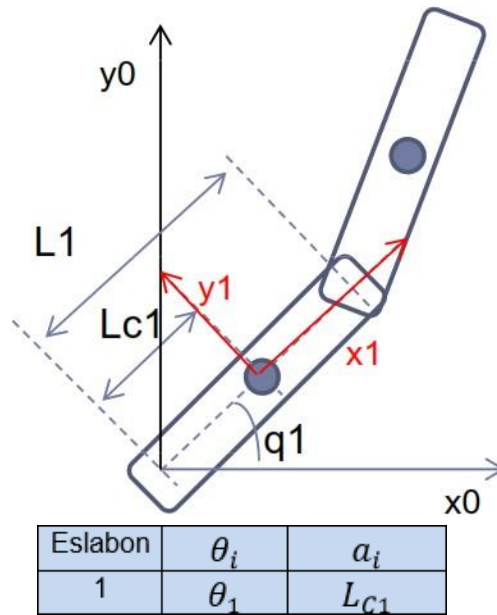


Figura 2.5 Energía cinética del eslabón 1.

Fuente propia

Haciendo uso del jacobiano:

$$J_1 = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \theta_1} & \frac{\partial x}{\partial \theta_2} & \frac{\partial x}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial y}{\partial \theta_1} & \frac{\partial y}{\partial \theta_2} & \frac{\partial y}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial z}{\partial \theta_1} & \frac{\partial z}{\partial \theta_2} & \frac{\partial z}{\partial \theta_3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -L_{C1}S\theta_1 & 0 & 0 \\ L_{C1}C\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

La velocidad lineal del eslabón 1 sería:

$$v_1 = \begin{bmatrix} -L_{C1}S\theta_1 & 0 & 0 \\ L_{C1}C\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -L_{C1}S\theta_1 \cdot \dot{\theta}_1 \\ L_{C1}C\theta_1 \cdot \dot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Recordar que:

$$K_1 = \frac{1}{2} m_1 v_1^T v_1 + \frac{1}{2} \omega_1^T I_1 \omega_1$$

$$\frac{-L_{c1} S \theta_1 \cdot \dot{\theta}_1}{v^T \cdot v} = \frac{L_{c1} S \theta_1 \cdot \dot{\theta}_1 \quad L_{c1} C \theta_1 \cdot \dot{\theta}_1 \quad 0}{L_{c1}^2 C^2 \theta_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 + L_{c1}^2 S^2 \theta_1 \cdot \dot{\theta}_1^2} = \frac{L_{c1} C \theta_1 \cdot \dot{\theta}_1}{L_{c1}^2} = \frac{C \theta_1}{L_{c1}} \dot{\theta}_1$$

La velocidad angular del eslabón 1 sería:

$$\vec{\omega}_1 = \dot{\theta}_1 \cdot \vec{z}_0$$

La energía cinética del eslabón 1:

$$K_1 = \frac{1}{2} m_1 L_{C1}^2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2$$

2.2.3 Energía cinética del eslabón 2:

Energía cinética

$$K_2 = \frac{1}{2} m_2 v_2^T v_2 + \frac{1}{2} \omega_2^T I_2 \omega_2$$

Calculamos inicialmente la MTH del eslabón 2

$${}^0_2A = {}^0_1A \cdot {}^1_2A$$

$${}^0_2A = \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & L_1 C\theta_1 & C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & L_{C2} C\theta_2 \\ S\theta_1 & C\theta_1 & 0 & L_1 S\theta_1 & S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & L_{C2} S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0_2A = \begin{bmatrix} C(\theta_1 + \theta_2) & -S(\theta_1 + \theta_2) & 0 & L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2) + L_1 C\theta_1 \\ S(\theta_1 + \theta_2) & C(\theta_1 + \theta_2) & 0 & L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2) + L_1 S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

dónde:

$$x = L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2) + L_1 C\theta_1$$

$$y = L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2) + L_1 S\theta_1$$

$$z = 0$$

El análisis se realiza para un robot de 02 grados de libertad, donde tendremos intervalos acotados de los ángulos articulares(θ_1 , θ_2) porque deben trabajar

dentro de la rotación física simulando el comportamiento del brazo humano.

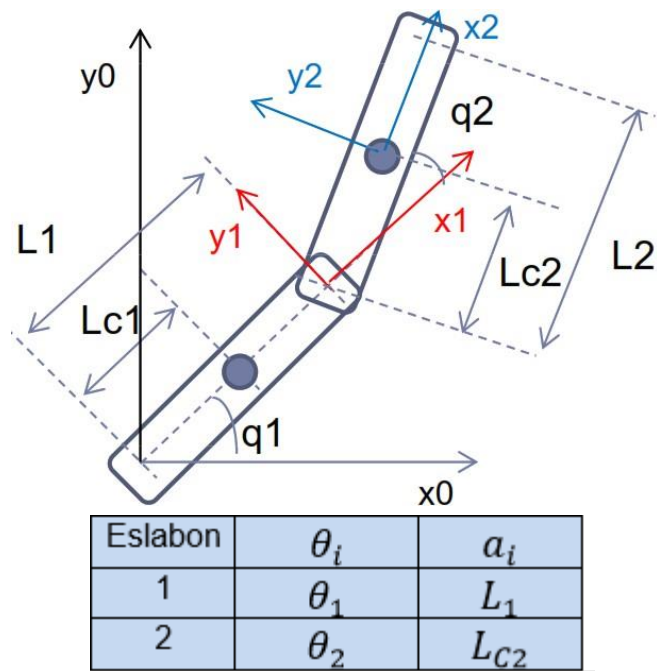


Figura 2.6 Energía cinética del eslabón 2.

Fuente propia

Haciendo uso del jacobiano:

$$J_2 = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \theta_1} & \frac{\partial x}{\partial \theta_2} & \frac{\partial x}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial y}{\partial \theta_1} & \frac{\partial y}{\partial \theta_2} & \frac{\partial y}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial z}{\partial \theta_1} & \frac{\partial z}{\partial \theta_2} & \frac{\partial z}{\partial \theta_3} \end{bmatrix}$$

$$J_2 = \begin{bmatrix} -L_1 S \theta_1 - L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2) & -L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2) & 0 \\ L_1 C \theta_1 + L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2) & L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$v_2 = \begin{bmatrix} -L_1 S \theta_1 - L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2) & -L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2) & 0 & \theta_1 \\ L_1 C \theta_1 + L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2) & L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2) & 0 & \theta_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$v_2 = \begin{bmatrix} [-L_1 S \theta_1 - L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2)] \dot{\theta}_1 & -L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2) \cdot \dot{\theta}_2 & 0 \\ [L_1 C \theta_1 + L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2)] \dot{\theta}_1 & L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2) \cdot \dot{\theta}_2 & 0 \end{bmatrix}$$

0

0

0

$$v_2^T \cdot v_2 = (L_1^2 + L_2^2 + 2L_1 L_2 \cos\theta_2) \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 + 2(L_1 L_2 \cos\theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2$$

Velocidad angular del eslabon2:

$$\vec{\omega}_2 = (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cdot \vec{z}_0$$

Energía cinética

$$K_2 = \frac{1}{2} m_2 v_2^T v_2 + \frac{1}{2} \omega_2^T I_2 \omega_2$$

$$K_2 = \frac{1}{2} m_2 \left[(L_1^2 + L_2^2 + 2L_1 L_2 \cos\theta_2) \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 + 2(L_1 L_2 \cos\theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \right] + \frac{1}{2} I_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2$$

2.2.4 Cálculo de la energía potencial de los dos eslabones (U)

Para el cálculo de la energía potencial se deben considerar cada una de las energías potenciales almacenadas en cada eslabón.

$$U = \sum_{i=1}^2 U_i = U_1 + U_2$$

$$U_1 = m_1 g L_{C1} S\theta_1$$

$$U_2 = m_2 g [L_1 S\theta_1 + L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2)]$$

$$U = m_1 g L_{C1} S\theta_1 + m_2 g [L_1 S\theta_1 + L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2)]$$

El Lagrangiano en forma matricial:

$$L_{(\theta, \dot{\theta})} = \frac{1}{2} \dot{\theta}^T D_{(\theta)} \dot{\theta} - U = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 d_{ij}(\theta) \dot{\theta}_i \dot{\theta}_j - U_{(\theta)}$$

Ecuación del movimiento:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} = r$$

El objetivo es demostrar que existe una relación directa entre los resultados de robótica con el análisis del comportamiento del gesto articular del codo.

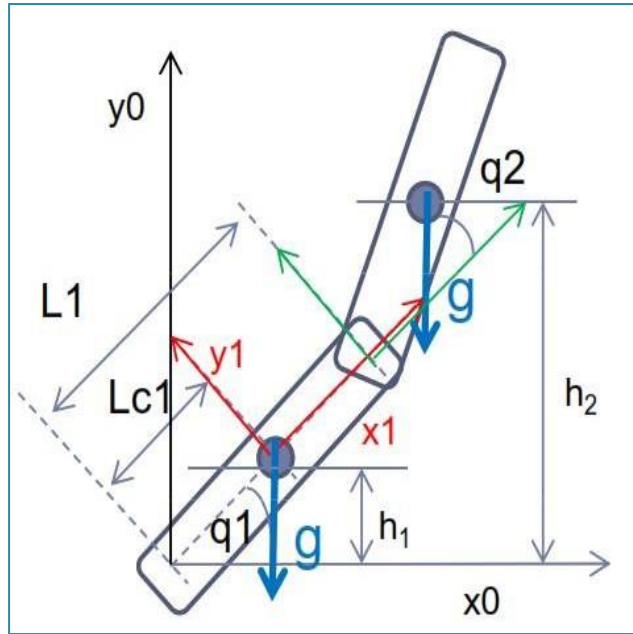


Figura 2.7 Energía potencial eslabón1 y eslabón 2.

Fuente propia

En forma matricial:

$$\sum_{i=1}^2 d_{kj}(\theta) \cdot \ddot{\theta}_j + \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 C_{ijk}(\theta) \cdot \dot{\theta}_i \dot{\theta}_j + \varphi(\theta) = r_k$$

$$D(\theta) \cdot \ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + g(\theta) = r \quad \text{Siendo:}$$

$D(\theta)$ = matriz simétrica relacionada con la aceleración (Inercial)

C_{ijk} = términos de coriolis y centrífugos

$g(\theta)$ = Término de efectos de gravedad

Para robot de dos grados de libertad

$$L_{(\theta, \dot{\theta})} = K_{(\theta, \dot{\theta})} - U_{(\theta)} = \frac{1}{2} \dot{\theta}^T D(\theta) \dot{\theta} - U(\theta)$$

$$K = \frac{1}{2} \dot{\theta}^T D(\theta) \dot{\theta} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 & \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{21} & d_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix}$$

$$= \frac{1}{2} [\theta_{11} \theta_{11} + d \theta_{21} \theta_{12} + d \theta_{12} \theta_{21} + d \theta_{22} \theta_{22}]$$

Haciendo

$$d_{12} = d_{21}$$

$$K = \frac{1}{2} [d_{11} \dot{\theta}_1^2 + 2d_{12} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + d_{22} \dot{\theta}_2^2]$$

Cálculo del LAGRANGIANO para las dos articulaciones

$$L(\theta, \dot{\theta}) = K_1 + K_2 - U_1 - U_2$$

$$L(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2} m_1 L_{C1}^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 [L_1^2 + L_{C2}^2 + 2L_1 L_{C2} C\theta_2] \dot{\theta}_1^2 + L_1^2 \dot{\theta}_2^2 + 2(L_1 L_{C2} C\theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \frac{1}{2} I_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_2^2) - m_1 g L_{C1} S\theta_1 - m_2 g [L_1 S\theta_1 + L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2)]$$

$$m_2 g [L_1 S\theta_1 + L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2)]$$

Se puede observar que los términos d_{ij} solo aparecen en la energía cinética.

Los términos donde aparece d_{11} es porque θ_1 está elevado al cuadrado.

Los términos donde aparece d_{22} es porque θ_2 está elevado al cuadrado.

Los términos donde aparece d_{12} o d_{21} son porque presenta θ_1 y θ_2 .

La ecuación del movimiento en forma matricial:

$$D(\theta) \cdot \ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) \dot{\theta} + g(\theta) = r$$

$$\sum_{i=1}^2 d_{kj}(\theta) \cdot \ddot{\theta}_i + \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 C_{ijk}(\theta) \cdot \dot{\theta}_j + \varphi(\theta) = r_k$$

Calculando los coeficientes C_{ijk} donde $k = 1, 2$

$$d_{11} = m_1 L_{C1}^2 + I_1 + m_2 L_1^2 + m_2 L_{C2}^2 + 2m_2 L_1 L_{C2} C\theta_2 + I_2$$

$$d_{12} + d_{21} = 2m_2 L_1 L_{C2} C\theta_2 + 2I_2$$

$$d_{12} = d_{21} = m_2 L_1^2 + m_2 L_1 L_2 \cos \theta_2 + I_2$$

$$d_{22} = m_2 L_2^2 + I_2$$

$$C_{ijk} = \left(\frac{\partial d_{kj}}{\partial \theta_i} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{ij}}{\partial \theta_k} \right)$$

$$C_{111} = \frac{\partial d_{11}}{\partial \theta_1} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{11}}{\partial \theta_1} = 0$$

$$C_{121} = \frac{\partial d_{12}}{\partial \theta_1} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{12}}{\partial \theta_2} = 0$$

$$C_{112} = \frac{\partial d_{21}}{\partial \theta_1} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{11}}{\partial \theta_1} = m_2 L_1 L_{C2} S\theta_2$$

$$C^{122} = \frac{\partial d_{22}}{\partial \theta_1} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{12}}{\partial \theta_2} = \frac{1}{2} m_2 L_1 L_{C2} S\theta_2$$

$$C_{211} = \frac{\partial d_{11}}{\partial \theta_2} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{21}}{\partial \theta_1} = -m_2 L_1 L_{C2} S\theta_2$$

$$C_{221} = \frac{\partial d_{12}}{\partial \theta_2} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{22}}{\partial \theta_1} = -m_2 L_1 L_{C2} S\theta_2$$

$$C^{212} = \frac{\partial d_{21}}{\partial \theta_2} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{21}}{\partial \theta_2} = -\frac{1}{2} m_2 L_1 L_{C2} S\theta_2$$

$$C_{222} = \frac{\partial d_{22}}{\partial \theta_2} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{22}}{\partial \theta_2} = 0$$

$$U = -m_1 g L_{C1} S\theta_1 - m_2 g [L_1 S\theta_1 + L_{C2} S(\theta_1 + \theta_2)]$$

El termino de gravedad:

$$\phi_1 = - \frac{\partial U}{\partial \theta_1}$$

∂U

$$\phi_2 = -\frac{\partial L}{\partial \theta_1} = m_1 g L_{C1} C\theta_1 + m_2 g [L_1 C\theta_1 + L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2)]$$

$$= m_2 g L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2)$$

$$\sum_{i=1}^2 d_{kj}(\theta) \cdot \ddot{\theta}_j + \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 C_{ijk}(\theta) \cdot \dot{\theta}_j + \phi_k(\theta) = r_k$$

Si $k = 1$

$$\sum_{i=1}^2 d_{1j}(\theta) \cdot \ddot{\theta}_y + \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 C_{ij1}(\theta) \cdot \dot{\theta}_j + \phi_1(\theta) = r_1$$

Si $k = 2$

$$\sum_{i=1}^2 d_{2j}(\theta) \cdot \ddot{\theta}_y + \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 C_{ij2}(\theta) \cdot \dot{\theta}_j + \phi_2(\theta) = r_2$$

Solución a las ecuaciones de movimiento

$$r_1 = d_{11} \cdot \ddot{\theta}_1 + d_{12} \cdot \ddot{\theta}_2 + C_{111} \cdot \dot{\theta}_1^2 + (C_{121} + C_{211}) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + C_{221} \cdot \dot{\theta}_2^2 + \phi_1$$

$$r_2 = d_{21} \cdot \ddot{\theta}_1 + d_{22} \cdot \ddot{\theta}_2 + C_{112} \cdot \dot{\theta}_1^2 + (C_{122} + C_{212}) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + C_{222} \cdot \dot{\theta}_2^2 + \phi_2$$

Considerando un brazo ortopédico construido con material liviano, el sistema hombro - codo - antebrazo – mano - carga no origina momento de inercia además si el brazo realiza movimientos lentos el efecto Coriolis es pequeño por lo tanto solo se consideró el torque debido a la gravedad para los servomotores.

Luego el torque por efecto de gravedad es respectivamente:

$$r_1 = m_1 g L_{C1} C\theta_1 + m_2 g [L_1 C\theta_1 + L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2)]$$

$$r_2 = m_2 g L_{C2} C(\theta_1 + \theta_2)$$

El torque r_1 es con respecto al servo del hombro y el torque r_2 es con respecto al servo del codo.

2.2.5 Análisis físico – matemático del gesto articular del codo.

Se hace necesario un estudio fisiológico de la extremidad superior porque ayuda a visualizar el comportamiento para el sistema de coordenadas trabajando en forma dinámica el humero-cubito radio, participando el bíceps en una

configuración adecuada para levantar cargas en un trabajo dinámico.

El bíceps tiene doble importancia, realiza la fuerza muscular para levantar cargas y porque es el musculo referente para obtener potencial bioeléctrico útil para un

procesamiento de señal mediante un sensor de instrumentación que va alimentar a una tarjeta Arduino.

La tarjeta Arduino procesa la señal bioeléctrica para luego accionar servomecanismos de arrastre acoplados a los dedos y realizan la tarea del abre-cierra de la mano.

“Se considera las relaciones con los elementos anatómicos del codo, lo que puede permitir interpretar las diferentes variaciones de los ángulos ya sea articulares como de tensión muscular, también permite analizar los efectos de fuerzas gravitatorias y de fuerzas de contacto en esta articulación” [5].

“El análisis del gesto articular tiene la ventaja de construir un sistema de coordenadas en una posición instantánea del movimiento abandonando el paradigma del sistema cartesiano estático” [5].

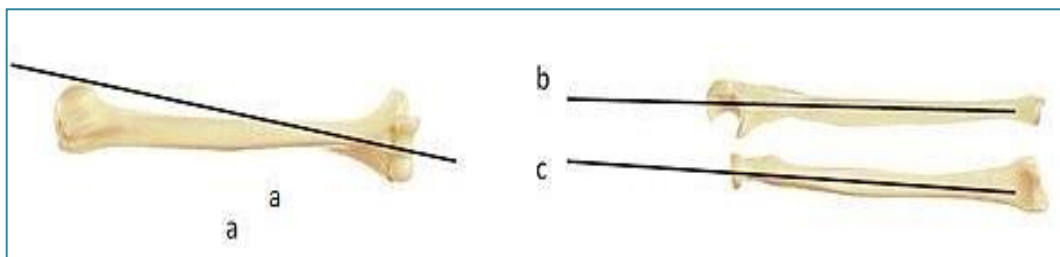


Figura 2.8 Eje mecánico (*EM*) de los huesos del codo:

a) *EM* del húmero b) *EM* del cúbito c) *EM* del radio Fuente propia

En la articulación intermedia del brazo (codo) se conectan tres huesos: el húmero, cúbito y radio. El eje mecánico del brazo se hará referencia al eje mecánico del húmero y cuando se hable de eje mecánico del antebrazo, se hace referencia al eje mecánico del radio. El ángulo articular es la relación espacial que hay entre los ejes mecánicos de dos huesos que se articulan, se trata de un ángulo que forman instantáneamente dos huesos.

“El ángulo de tensión muscular representa la dirección de la fuerza muscular, cambiará en cada grado del movimiento articular y consecuentemente sus magnitudes de las componentes horizontal y vertical” [5].

Del modelo vectorial se tiene:

$$(F_m)^2 = (F_{mx})^2 + (F_{my})^2 \quad \alpha = \tan^{-1} \left(\frac{F_{my}}{F_{mx}} \right)$$

Los factores que determinan la acción gradual del músculo son:

- El músculo para aumentar su fuerza, recluta más unidades motoras que sinergizan la fuerza total.
- La frecuencia de impulsos que llegan a las unidades motoras aumentan la fuerza, pero sin llegar a una respuesta tetánica (estímulos).
- Si se requiere un valor máximo de fuerza, varias unidades motoras deben llegar a frecuencias tetánicas [5].

El segmento anatómico antebrazo-muñeca-mano más la carga sostenida, puede considerarse como un cuerpo rígido en equilibrio bajo la acción de varias fuerzas. La fuerza muscular F_m realizada por el bíceps braquial actúa sobre el punto de inserción de dicho músculo en el hueso radio, llamado tuberosidad radial y ubicada a una distancia "a" de la articulación del codo.

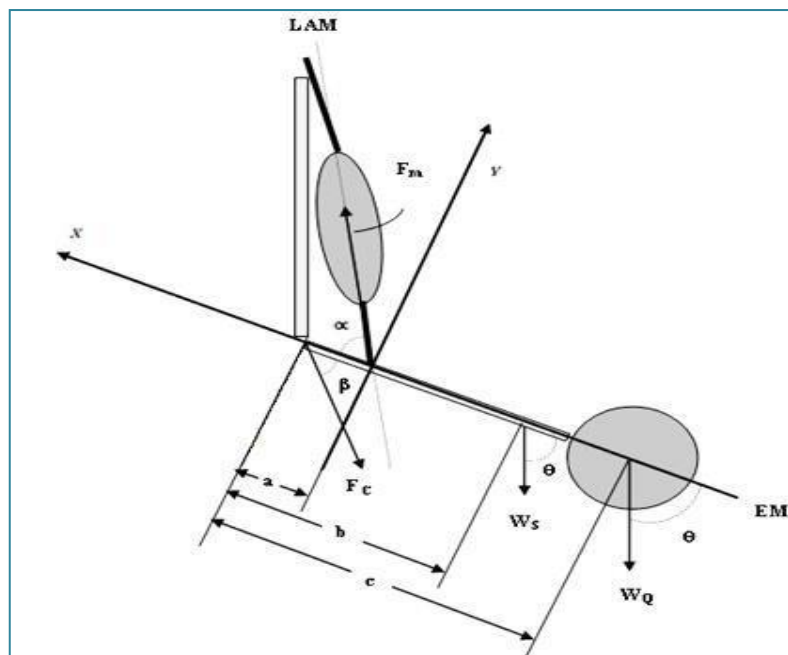


Figura 2.9 Modelo vectorial de la flexión de codo.

Fuente propia

$w_s =$ Peso del segmento anatómico a una distancia "b" del codo

$w_Q =$ *Peso de la carga a una distancia "c" del codo*

F_m = Fuerza muscular F_{mx} = Componente de F_m paralelo al EMA

F_{my} = Componente de F_m perpendicular al EMA

α = ángulo de tensión muscular EMA = Eje mecánico del antebrazo

Ambos pesos actúan verticalmente formando un ángulo " θ " con el eje mecánico de la palanca anatómica del antebrazo.

F_c = Fuerza de contacto. Aplicada en la articulación formando un ángulo " β " con el eje mecánico del antebrazo

Por condición de equilibrio tenemos:

$$\sum F_x = 0$$

$$F_m \cdot \cos\alpha - W \cdot \cos\theta - F_c \cdot \cos\beta = 0 \dots\dots\dots (2.1)$$

$$\sum F_y = 0$$

$$F_m \cdot \sin\alpha - W \cdot \sin\theta - F_c \cdot \sin\beta = 0 \dots\dots\dots (2.2)$$

Dónde $W = W_s + W_Q$ es el peso total.

$$\sum r_A = 0$$

$$F_m \cdot a \cdot \sin\alpha - (W_s \cdot b + W_Q \cdot c) \cdot \sin\theta = 0 \dots\dots\dots (2.3)$$

Se obtiene:

$$F_m = \frac{(W_s \cdot b + W_Q \cdot c) \cdot \sin\theta}{a \cdot \sin\alpha} \dots\dots\dots (2.4)$$

La F_m del bíceps alcanza un valor 6 a 8 veces mayor que la carga que se levanta, la cual incluye el peso del segmento y la resistencia externa adicional.

Si para las ecuaciones (2.1), (2.2), (2.3) conocemos los valores de la fuerza F_m los pesos " W_s " y " W_c " el ángulo " α " y las distancias a, b, y c podemos calcular el valor y la dirección de la reacción articular F_c [5].

Reescribiendo las ecuaciones:

$$F_m \cdot \cos\alpha - W \cdot \cos\theta - F_{cx} = 0 \dots\dots\dots (2.5)$$

$$F_m \cdot \sin\alpha - W \cdot \sin\theta - F_{cy} = 0 \dots\dots\dots (2.6)$$

$$F_m \cdot a \cdot \sin\alpha - (W_s \cdot b + W_Q \cdot c) \cdot \sin\theta = 0 \dots\dots\dots (2.7)$$

Al despejar F_{Cx} , F_{Cy} y θ se obtiene:

$$F_{Cx} = F_m \cdot \cos\alpha - W \cdot \cos\theta \dots\dots\dots(2.8)$$

$$F_{Cy} = F_m \cdot \sen\alpha - W \cdot \sen\theta \dots\dots\dots(2.9)$$

$$\theta = \sen^{-1} \left(\frac{F_m \cdot a \cdot \sen\alpha}{W_S \cdot b + W_Q \cdot c} \right) \dots\dots\dots(2.10)$$

Sustituyendo (2.10) en (2.8) y (2.9):

$$F_{Cx} = F_m \cdot \cos\alpha - W \cdot \cos \left[\sen^{-1} \left(\frac{F_m \cdot a \cdot \sen\alpha}{W_S \cdot b + W_Q \cdot c} \right) \right] \dots\dots\dots(2.11)$$

$$F_{Cy} = F_m \cdot \sen\alpha - W \cdot \sen \left[\sen^{-1} \left(\frac{F_m \cdot a \cdot \sen\alpha}{W_S \cdot b + W_Q \cdot c} \right) \right] \dots\dots\dots(2.12)$$

Se calcula el módulo de F_c :

$$F_c = \sqrt{F_{Cx}^2 + F_{Cy}^2} \dots\dots\dots (2.13)$$

y su dirección es:

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{F_{Cy}}{F_{Cx}} \right) \dots\dots\dots(2.14)$$

Aplicación 1: Por métodos radiológicos para lograr transparencia entre musculo y hueso se ha evidenciado que la línea de acción muscular del bíceps braquial forma un ángulo de 15° con el eje mecánico del brazo (Serway, 1997) cuando el ángulo articular del codo es 90° , situación en la que los ejes mecánicos de brazo y antebrazo son perpendiculares.

Así, la fuerza muscular es oblicua y posee dos componentes rectangulares.

F_{cx} paralelo al eje mecánico del antebrazo que equilibre la componente F_{mx} de la fuerza muscular, también paralelo al eje mecánico del antebrazo.

Asumiendo: $\alpha = 75^\circ$ ángulo de tensión muscular

$w = 50 [N]$ peso total más carga , $l = 35cm$ del codo la fuerza del bíceps se aplica en la tuberosidad radial a una distancia $d = 3cm$ del codo [3].

En la ecuación (2.4):

$$F_m = \frac{(W_S \cdot b + W_Q \cdot c) \cdot \sen\theta}{a \cdot \sen\alpha} \quad \text{donde:}$$

$$W_S \cdot b + W_Q \cdot c = W \cdot l \quad , \quad \text{sen}\theta = \text{sen}90^\circ = 1 \quad , \quad a = d$$

$$F_m = \frac{W \cdot l}{d \cdot \text{sen} \alpha}$$

reemplazando valores:

$$F_m = \frac{(50) \cdot (35)}{(3) \cdot (\text{sen} 75^\circ)} = 601.4 [\text{N}]$$

En la ecuación (2.8):

$$F_{Cx} = 156,36 [\text{N}]$$

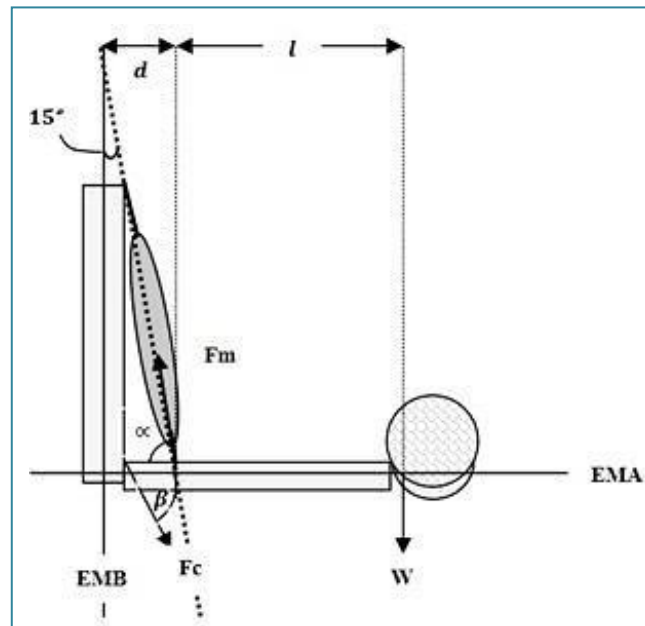


Figura 2.10 Flexión de codo para un ángulo articular de 90°.

Fuente propia

En ecuación (2.9) se calcula F_{Cy} :

$$F_{Cy} = F_m \cdot \text{sen} \alpha - W \cdot \frac{F_m \cdot a \cdot \text{sen} \alpha}{W_S \cdot b + W_Q \cdot c}$$

Calculando:

$$F_{Cy} = 533,36 [\text{N}]$$

En ecuación (2.10) se sustituye valores de F_{Cx} y F_{Cy} :

$$F_C = \sqrt{F_{Cx}^2 + F_{Cy}^2} = 555,8 [\text{N}]$$

Para la dirección de "F_C" con la ecuación (2.11):

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{F_{Cy}}{F_{Cx}} \right) = 73.66^\circ \text{ con el eje mecánico del antebrazo.}$$

Aplicación 2: Si el brazo y el antebrazo es tal que el hueso húmero está ligeramente inclinado hacia delante y la línea de acción muscular del bíceps braquial es perpendicular al eje mecánico y $\alpha = 90^\circ$

Las fuerzas F_m , W_S , W_Q son perpendiculares al eje mecánico del antebrazo, por tanto la fuerza de contacto debida a la reacción del húmero sobre el antebrazo, también debe ser perpendicular en condiciones de equilibrio [5].

Considerando:

$$\begin{aligned} W_S &= 1,5 \text{ kgf}, & W_Q &= 5 \text{ kgf}, \\ a &= 5 \text{ cm} & b &= 15 \text{ cm} & c &= 37,5 \text{ cm} \end{aligned}$$

Condición de equilibrio rotacional:

$$\sum r_{CODO} = 0$$

$$F_m \cdot a - W_S \cdot b - W_Q \cdot c = 0$$

$$F_m = 42 \text{ kgf}$$

F_C se calcula aplicando la condición de equilibrio traslacional:

$$\sum F_S = 0$$

$$F_m - F_C - W_S - W_Q = 0$$

$$F_C = 35,5 \text{ kgf}$$

El cociente es:

$$\frac{F_m}{W_S + W_Q} = \frac{42 \text{ kgf}}{6,5 \text{ kgf}} = 6,46 \text{ se acertó al afirmar que el músculo bíceps braquial}$$

$$W_S + W_Q = 6,5 \text{ kgf}$$

puede realizar una fuerza 6 a 8 veces la carga levantada [5].

Todas las fuerzas son perpendiculares al eje mecánico del antebrazo, el valor de F_C viene dado por F_{Cy} . Para un $\alpha = 90^\circ$ se minimiza el componente paralelo al eje mecánico de la palanca, atenuando las fricciones articulares, ayudando a disminuir la inflamación y favoreciendo la consolidación de una eventual fractura [5].

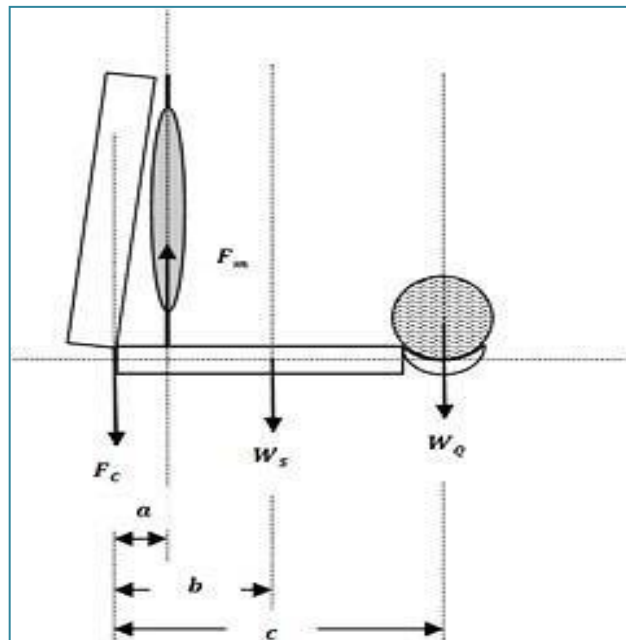


Figura 2.11 Flexión de codo para un ángulo de tensión muscular de 90° .

Fuente propia

2.2.6 Biomecánica del brazo.

Es una disciplina que se encarga del estudio del cuerpo, como si éste se tratara simplemente de un sistema mecánico todas las partes del cuerpo se comparan con estructuras mecánicas. El objetivo principal de la biomecánica es estudiar la forma en que el organismo ejerce fuerza y genera movimiento. Esta disciplina se basa principalmente en la anatomía, las matemáticas y la física.

Se pueden determinar las siguientes analogías (Darby, pág. 35).

- Huesos: palancas, elementos estructurales.
- Masa muscular: volúmenes y masas.
- Articulaciones: cojinetes y superficies articuladas.
- Tejidos de recubrimiento de las articulaciones: lubricantes.
- Músculos: motores, muelles.
- Nervios: mecanismos de control y retroalimentación.
- Órganos: suministro de energía.
- Tendones: cuerdas.
- Tejidos: muelles.

Dos principios importantes de la biomecánica son:

1. Los músculos funcionan por pares. Los músculos sólo pueden contraerse, de forma que en cada articulación deberá haber un músculo o grupo muscular que desplace la articulación en una dirección, y un músculo o grupo muscular correspondiente que la desplacen en la dirección opuesta.
2. Los músculos se contraen más eficazmente cuando el par de músculos está en equilibrio relajado. El músculo actúa con mayor eficacia cuando se encuentra en el punto medio del recorrido de la articulación que flexiona. Esto sucede por dos motivos: en primer lugar, si el músculo trata de contraerse cuando está acortado, tirará del músculo opuesto que está alargado. Este último, al estar extendido, ejercerá una fuerza elástica contraria que el músculo contraído tendrá que vencer.

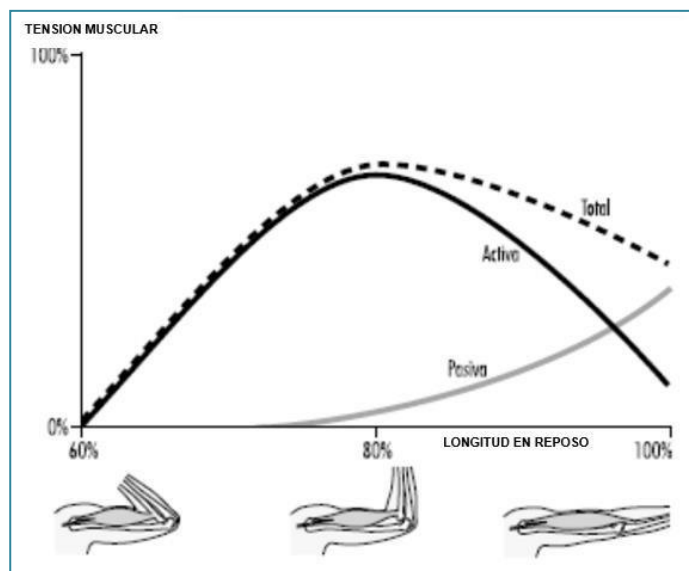


Figura 2.12 Variación de la fuerza del músculo en función de su longitud.

Fuente: Darby, pág. 35.

2.3 Marco conceptual

2.3.1 Fundamento epistemológico.

Existen trabajos de investigación realizados sobre brazos ortopédicos desde los semirrígidos, vigentes actualmente hasta brazos biónicos; pero estos últimos están

fuera del alcance de los pacientes por lo costoso y por el poco nivel adquisitivo de las personas que padecen una amputación.

La tecnología actual permite realizar prótesis personalizadas en menor tiempo que las prótesis semirrígidas con el apoyo de la impresora 3D y contando en el mercado nacional con componentes electrónicos y accesorios para su construcción.

2.3.2 Fundamento ontológico.

Los resultados de la investigación van a beneficiar a los seres humanos con discapacidad física en la extremidad superior. Las prótesis (piernas y brazos artificiales) y las ortesis (férulas y otros dispositivos ortopédicos) permiten que las personas que tienen deficiencias físicas o limitaciones funcionales lleven una vida sana, productiva, independiente, digna y participen en la educación, el mercado de trabajo y la vida social.

El uso de prótesis u ortesis puede reducir la necesidad de atención formal de la salud, servicios de apoyo, cuidados a largo plazo y cuidadores. Sin acceso a prótesis u ortesis, las personas que las necesitan suelen quedar excluidas, aisladas y encerradas en la pobreza, lo que incrementa la carga de morbilidad y discapacidad.

2.3.3 Fundamento metodológico

Se utilizó principios de robótica para resolver un problema de la vida real, es decir se obtiene un sustento físico - matemático teórico que relacione el brazo robótico - brazo ortopédico para justificar nuestra hipótesis en el diseño y pre-implementación del prototipo.

2.4 Definición de términos básicos

Amputación

Procedimiento quirúrgico que consiste en la remoción, extirpación o resección de parte o la totalidad de una extremidad a través de una o más estructuras óseas, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro.

Biomecánica

La biomecánica es el estudio de la aplicación de las leyes de la mecánica a la estructura y el movimiento de los seres vivos.

Socket (ingles)

Encaje

Prótesis mioeléctrica

Son prótesis que funcionan a base de electricidad, y presentan un control mioeléctrico que se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica .

Ortesis

Dispositivo o producto de aplicación externa que se utiliza para modificar las características estructurales y funcionales de los sistemas neuromuscular y esquelético.

Muñón

Parte del cuerpo la cual va adherida la prótesis, es en la mayoría de los casos el lugar en el cual tuvo la amputación del miembro por lo general tiene músculo.

Servomotor

Es un motor eléctrico que puede ser controlado tanto en velocidad como en posición, está acoplado a una caja de engranajes.

Electrodos

Sistema de sensores que entran en contacto con la superficie de la piel y permiten registrar señales biológicas.

III. HIPÓTESIS Y VARIABLES

3.1 Hipótesis general:

La nueva alternativa tecnológica del brazo ortopédico flexible influye como implante en la recuperación óptima del ser humano.

3.1.1. Hipótesis específicos

- a) El implante del nuevo brazo ortopédico flexible en el paciente influye desde el punto de vista físico.
- b) Existe una relación entre el comportamiento del brazo robótico articulado (RR) y el brazo humano.

3.2 Definición conceptual de variables.

La variable independiente está representada por la implementación del brazo ortopédico flexible mientras que la variable dependiente está representada por la recuperación óptima del paciente.

3.2.1 Operacionalización de variables.

Cuadro 1. Operacionalización de variables

Tipo de variable	Nombre de la variable	Indicadores
Variable Independiente (X)	Implementacion del brazo ortopedico	<ul style="list-style-type: none">▪ Pre-construccion de la protesis transhumeral.
Variable Dependiente (Y)	Recuperacion optima del ser humano	<ul style="list-style-type: none">▪ Recuperacion fisica (paciente se siente mas completo).▪ Relacion relievante (brazo robotico-brazo humano)

Fuente propia

Completar la implementación del brazo ortopédico flexible y luego realizar su implante en la extremidad superior del paciente traerá consigo una recuperación óptima del paciente desde el punto de vista físico-emocional se sentirá más completo y aumentará su autoestima.

El implante del brazo ortopédico en el paciente es la (causa) para que origine una recuperación óptima del paciente (efecto).

IV. DISEÑO METODOLÓGICO

4.1 Tipo y diseño de la investigación

El proyecto es un tipo de investigación experimental y prospectivo, es un nuevo diseño con un enfoque social apuntando a convertir una prótesis mecánica en una prótesis híbrida (mecánica - eléctrica) e incorporando electrónica se debe construir en su totalidad el prototipo para observar el cambio físico-emocional del paciente es decir debemos confrontar la teoría con la práctica.

El enfoque de la investigación es cualitativo porque:

- Utiliza la experimentación y el análisis causa - efecto.
- Tiene proceso, secuencial, deductivo y analiza la realidad objetiva.
- Tiene bondades como cierta precisión, replica y predicción.

4.2 Método de investigación

La metodología de la investigación es científica deductiva el diseño está conformado por los siguientes pasos:

- Estudio fisiológico de la extremidad superior
- Sensor muscular V3
- Pre-construcción del brazo ortopédico flexible
- Población de personas discapacitadas en el Perú.

4.2.1 Procedimiento para la pre-implementación

Para una prótesis trans-humeral los elementos básicos son:

- a) Sistema de suspensión.
- b) Socket trans-humeral
- c) Articulación del codo.

a) Sistema de suspensión: Consiste en mantener el encaje anexado a la extremidad residual (muñón) debe ser cómodo y funcional además la prótesis debe quedar en suspensión durante todo el movimiento aun levantando y sosteniendo cierto peso en condiciones normales.

El sistema de suspensión estará constantemente en contacto directo con la piel mediante el órgano residual y es importante que no se produzca lesiones por ello debe ser suave y no toxico. No debe deformarse al aplicarse cargas continuas por lo tanto debe ser resistente a la deformación.

b) **Socket trans-humeral:** La construcción del socket se hace a la medida de cada paciente según el tipo de amputación y en forma artesanal por el técnico especialista utilizando moldes de yeso para obtener la anatomía del muñón. Actualmente para la estructura sólida del socket nos apoyamos en la impresora 3D herramienta muy valiosa para construcción del socket brazo, antebrazo y mano es decir en su totalidad podemos utilizar impresión 3D y es un desarrollo totalmente anatómico.

Los músculos del brazo son importantes para determinar algunos parámetros del sistema de suspensión como también la forma del socket las partes más delicadas del muñón y de esta forma optimizar la comodidad del paciente.

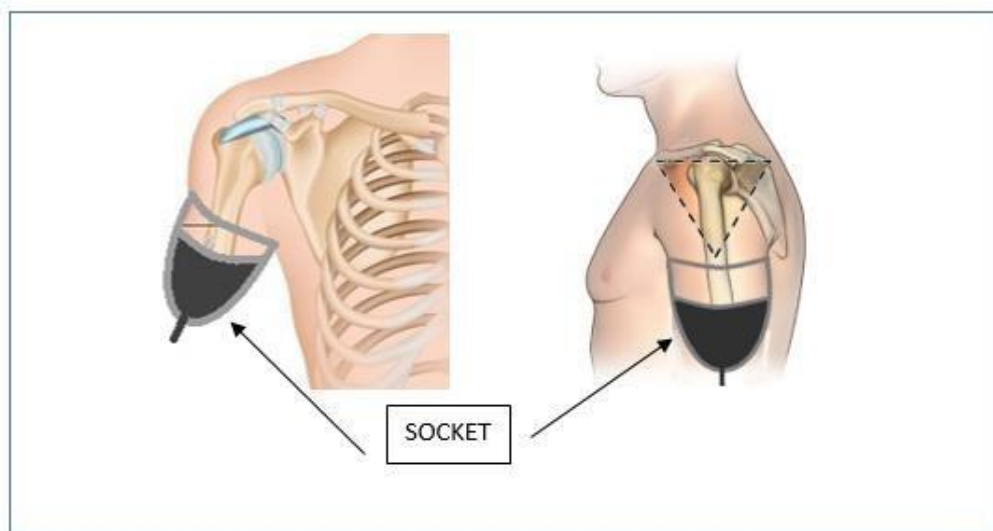


Figura 4.1 Sistema de suspensión del brazo ortopédico.

Fuente propia

Luego se coloca una malla trenzada con tiras de cuero, debe tener contacto con la piel, pero cumpliendo con ciertas características ante el estiramiento producto del peso de la prótesis más la carga de 0.5 kgf. Además, la malla debe ser suave, poco coeficiente de fricción, y debe soportar una buena tensión considerando que esta malla va a colocarse en el órgano residual (muñón).

El trenzado debe realizarse desde la parte superior del bíceps hacia la parte inferior de tal manera que ante una carga se cierre y apriete en el centro de la malla teniendo un efecto parecido a la malla de una botella de champant y en reposo vuelva a su estado inicial.

(Nivel del Hombro)

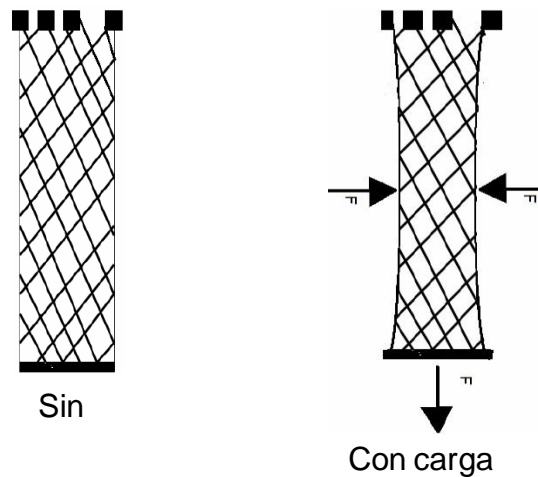


Figura 4.2 Arreglo de malla para la suspensión.

Fuente propia

Se consideró para la construcción de la malla el ángulo de salida de las tiras de cuero (ángulo de inclinación de las tiras) y ancho de las tiras porque de ello depende el trenzado y la buena capacidad de carga.

Para un funcionamiento óptimo la malla se debe considerar un ángulo de salida en el intervalo de $[90^\circ - 130^\circ]$. Se recomienda un ángulo de salida de 120° , con cuatro tiras doblados en "V" para un ensayo o prueba inicial.

Cuanto mayor es el ángulo de salida del trenzado se tendrá mayor número de vueltas por lo tanto mayor capacidad de carga de la prótesis.

En cada trenzado se colocan ojajillos huecos para sostener la malla y si trabajamos con cuatro como muestra en la figura 4.12 se tendría un ángulo de 90° entre trenza y trenza en cambio si deseamos trabajar con 5 ojajillos el ángulo central respecto del círculo es de 72° y así sucesivamente.



Figura 4.3 Trenzado de la malla de suspensión.

Fuente propia

Los ojalillos cumplen doble función pues por un lado sujetan a la malla por otro lado sirve de acople al socket tratando que todo el sistema sea práctico al momento de colocarse o sacarse la prótesis.

El socket y en conjunto todo el brazo ortopédico debe ser lo más ligero posible para de esta forma incrementar comodidad y flexibilidad al paciente.

4.2.2 Estudio anatómico de la extremidad superior.

El Músculo.

El músculo es un tejido básico del cuerpo humano, existen cuatro tejidos:

- Tejido conectivo
- Tejido nervioso
- Tejido epitelial
- Tejido Muscular

El tejido muscular proviene de una capa embrionaria llamada mesodermo

Existen tres tipos de músculos:

1. Músculo esquelético: Es estriado y voluntario.
2. Músculo cardíaco: Es estriado pero involuntario.
3. Músculo Liso: Carece de estrías y es involuntario.

Estriado porque visto en el microscopio tiene rayas y estas rayas se van a formar gracias a unos miofilamentos y estos van a dar la capacidad de contracción al músculo.

“El músculo esquelético llamado así porque se pega a los huesos es el más abundante en todo el cuerpo, la mayor parte del cuerpo está formado por músculos (hablando de músculos); el musculo cardiaco es muy escaso solo se encuentra en el corazón y el músculo liso lo encontramos en las vísceras (órganos huecos) también en el sistema respiratorio [6].

Sin embargo, algunas funciones de estos músculos son automáticos por ejemplo en la respiración utilizamos músculos, pero no les ordenamos, esta función es automática.

Los tres tipos de músculos provienen del mesodermo.

“La principal función del músculo es la del movimiento, pero no solo la locomoción sino también la respiración, los gestos, almacenan energía pues la glucosa se almacena en los músculos en forma de glucógeno los músculos con el movimiento producen calor, nos dan forma, nos dan estabilidad” [6].

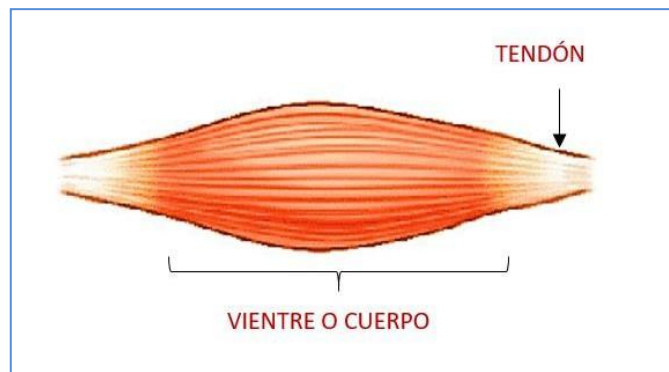


Figura 4.4 Músculo fusiforme

Fuente propia

Al hablar de musculo existen nombres especiales:

Fibra muscular es sinónimo de célula muscular.

Sarcolema es sinónimo de membrana celular.

Sarcoplasma se refiere al citoplasma de una célula muscular.

Retículo sarcoplásmico es hablar del retículo endoplásmico liso de una célula muscular y este retículo tiene la capacidad de almacenar calcio.

Sarcosoma se refiere a una mitocondria.

El músculo tiene una parte llamada vientre o cuerpo y una parte final o tejido conectivo que une el musculo al hueso llamado tendón.

Un músculo tiene células y estas son llamadas fibras musculares cada fibra tiene forma cilíndrica y es multinucleada.

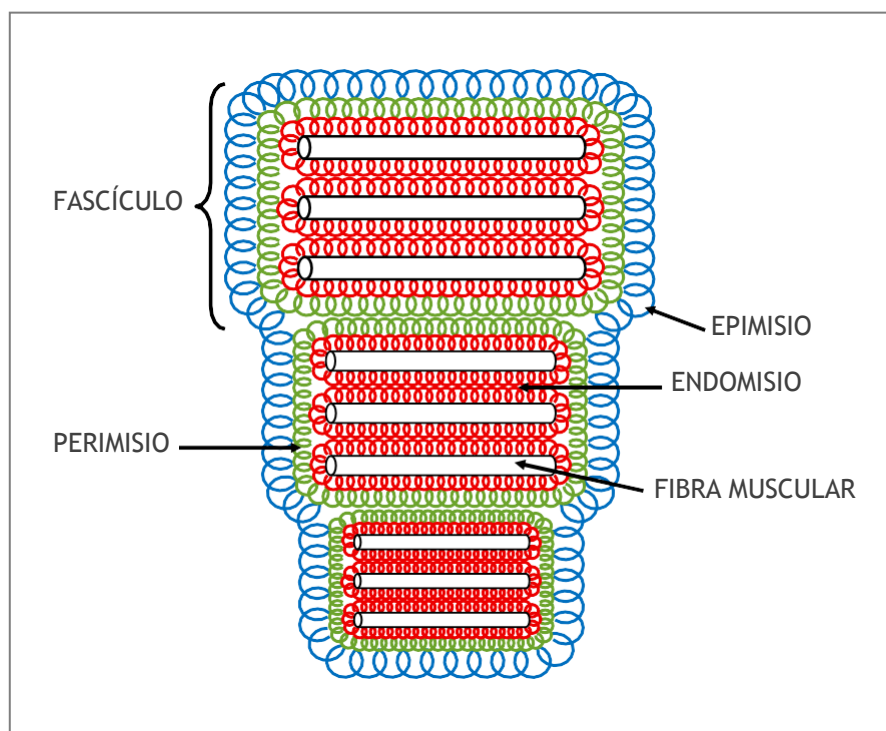


Figura 4.5 Tejidos conectivos de la fibra muscular.

Fuente propia

Cada fibra muscular está rodeada por un tejido conectivo llamado endomisio, un grupo de fibras musculares va hacer rodeado a su vez por un tejido conectivo llamado perimisio (fascículo) después todo el músculo va a estar rodeado a su vez por un tejido conectivo epimisio.

El tejido conectivo endomisio se conecta con el tejido conectivo perimisio y este continua con el epimisio y este a su vez, con el tejido conectivo el tendón o aponeurosis que pega el músculo con el hueso.

“Las fibras musculares son multinucleadas porque provienen de una célula llamada mioblastos, estas se juntan muchos mioblastos y dan origen a una estructura llamada miotubo que al madurar se convierte en una fibra muscular” y el conjunto de fibras constituye el musculo [6].

El musculo es rojo porque está muy irrigado por la mioglobina, proteína que transporta oxígeno al músculo.

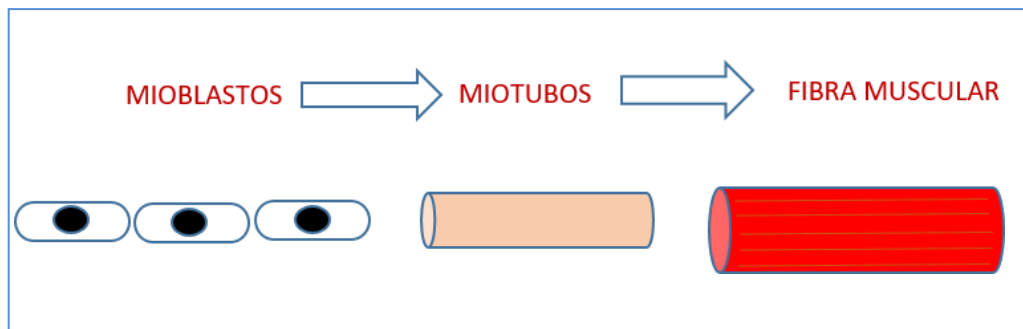


Figura 4.6 Origen de la fibra muscular.

Fuente propia

Las fibras musculares pueden clasificarse en:

- Fibras Rojas
 - Llamadas lentas oxidativas
 - Tienen mucha mioglobina
 - Tienen muchas mitocondrias
 - Contracción lenta y no fatigables
- Fibras Blancas
 - Rápidas glucolíticas
 - Tienen menos mioglobina
 - Tiene pocas mitocondrias
 - Contracción rápida y fatigables
- Fibras Intermedias
 - Rápidas oxido-glucolíticas
 - Están entre rojo y blanco
 - Ni muchas ni pocas mitocondrias
 - Contracción ni tan rápida ni tan lenta y medio resisten.

Un músculo grande tiene los tres tipos de fibras al mismo tiempo, pero depende de las actividades físicas que se esté realizando para que actúen.

Para entender la contracción muscular, primero debemos conocer sus características estructurales microscópicas.

“La fibra muscular vista en la figura 4.16 con más detalle es cilíndrica, el sarcolema o membrana plasmática tiene sus invaginaciones (túbulos “T”) o túbulos transversos fundamentales para la transmisión del potencial de acción” [6]. Vemos una célula multinucleada, retículo sarcoplásmico que se encarga de guardar calcio y también se observa los sarcosomas o mitocondrias, la mioglobina y partículas de glucógeno.

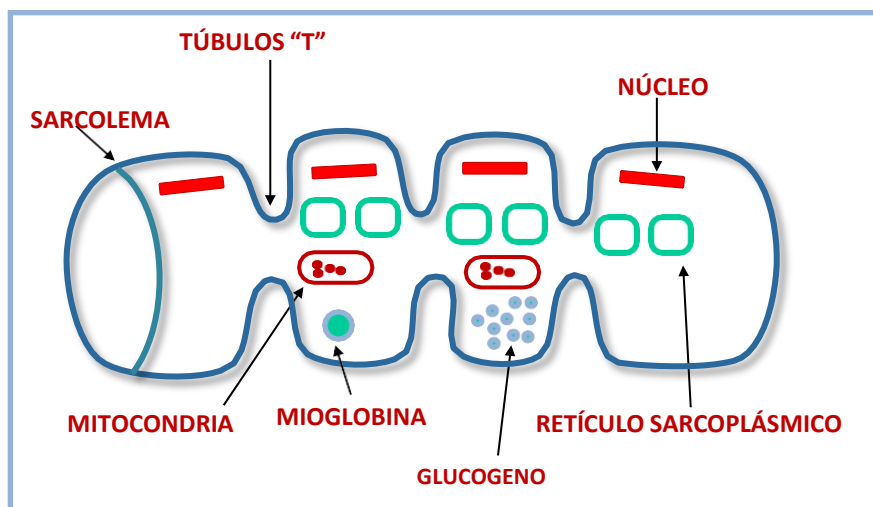


Figura 4.7 Partes de la fibra muscular.

Fuente propia

Comprender los túbulos “T” es muy importante para entender la contracción muscular”. Los túbulos son depresiones de la membrana celular el sarcolema pues entra y forma estas depresiones que son importantes para transmitir el potencial de membrana que viene de una motoneurona” [7].

El retículo sarcoplásmico está lleno de calcio, una estructura importante son las cisternas que son porciones del retículo sarcoplásmico.

“Triada es el conjunto túbulo “T” más dos cisternas a ambos lados y las cisternas son dilataciones del túbulo “T”, son importantes para la liberación y regreso del

calcio hacia el retículo sarcoplasmico, el regreso del calcio se realiza por medio de bombas de forma activa para ello actúa una proteína llamada calceustrina (secuestra el calcio) es decir lo regresa al retículo sarcoplasmico” [7].

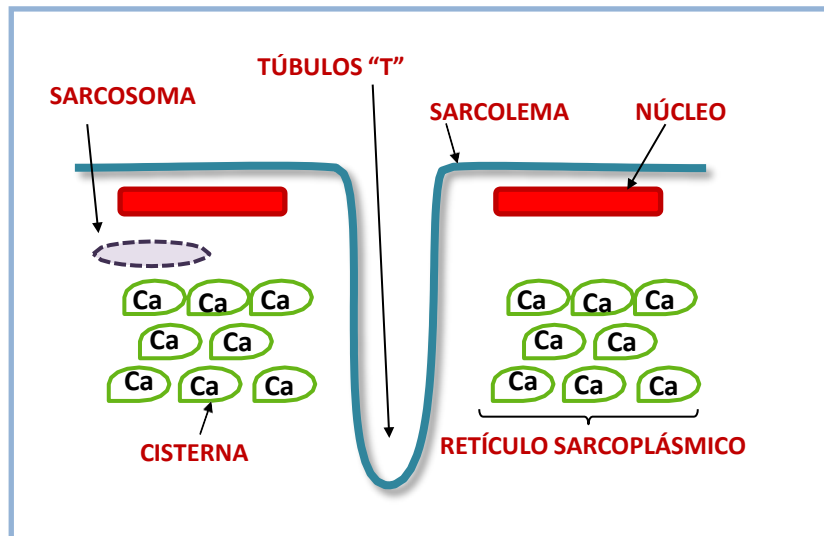


Figura 4.8 Túbulos “T”

Fuente propia

Es conveniente conocer cómo se forman las estrías en el músculo para ello debemos conocer algunos conceptos como:

Sarcómero: Es la unidad contráctil del músculo estriado y está formado de proteínas. Existen proteínas contráctiles, regulatorias y estructurales.

Las proteínas estructurales son:

- Línea “M” está formada por proteínas como la miomesina, proteína “C” y otras. Esta línea “M” se encuentra en el centro del sarcómero.
- Las estructuras que sale de la línea “M” se llaman filamentos gruesos y están formados por proteínas llamada miosina.
- Los discos “Z”, estos discos están formados por unas proteínas llamados alfactina.
- Filamentos delgados y estos salen a partir de los discos “Z” y están formados de tres proteínas: Actina, troponina y tropomiosina.

Existe dos sarcómeros en ambos lados del disco “Z” por lo tanto sarcómero también se define como la distancia entre dos discos “Z”.

Titina: Proteína que ayuda a fijar la línea "M" con los discos "Z".

Distrofina: Proteína que ayuda a pegar los filamentos delgados con el sarcolema o membrana plasmática.

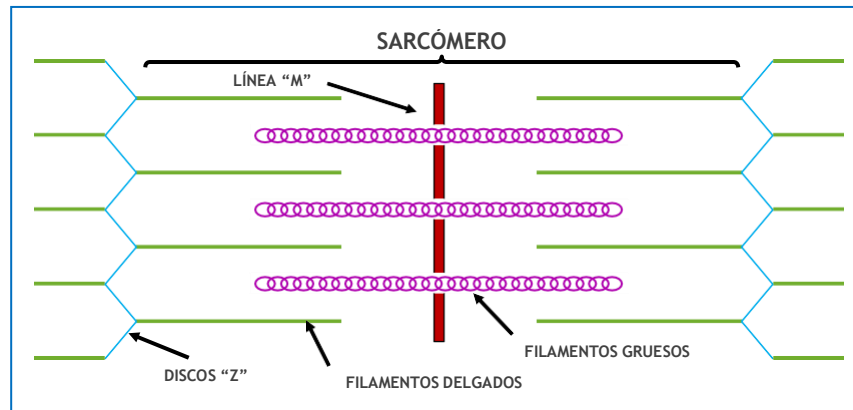


Figura 4.9 El Sarcómero

Fuente propia

El músculo estriado está formado por proteínas: contráctiles, regulatorias y estructurales. Las proteínas contráctiles son:

- La miosina que forma los filamentos gruesos.
- La actina que forma los filamentos delgados.

Las proteínas regulatorias son:

- La troponina
- La tropomiosina y ambas están en los filamentos delgados

Las proteínas estructurales son:

- La titina une a los discos "Z" con la línea "M"
- La alfactina es una proteína estructural de los discos "Z"
- La miomisina proteína que forma las líneas "M"
- Nebulina unen a los discos "Z" con los filamentos delgados
- Distrofina proteína que une al filamento delgado con el sarcolema

La fibra muscular es estriada porque vista en el microscopio se ve rayas y esta característica se debe a los miofilamentos o miofibrillas.

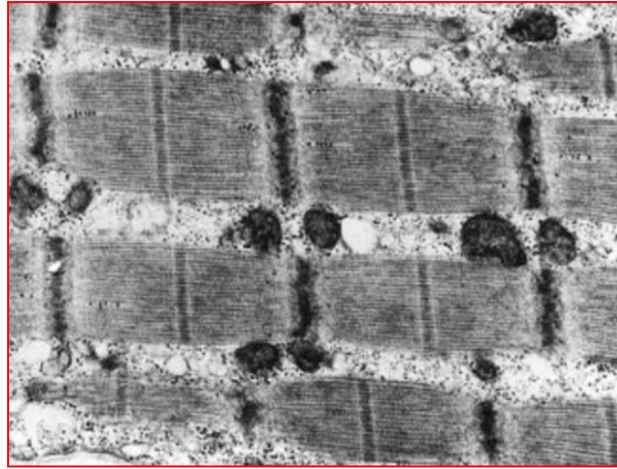


Figura 4.10 Vista microscópica de una fibra muscular.

Fuente: <https://bit.ly/2Tb7amC>.

Las miofibrillas están conformadas por bandas:

- BANDA A: Es anisotrópica son porciones que van desde la línea "M" hasta que terminan los filamentos gruesos se encuentra con filamentos delgados.
- BANDA I: Es isotrópica son porciones de filamentos delgados que no se traslapan los filamentos gruesos.
- BANDA H: Se encuentra dentro de la banda A donde se encuentra la línea "M", los filamentos gruesos, pero no tiene traslape con los filamentos delgados.

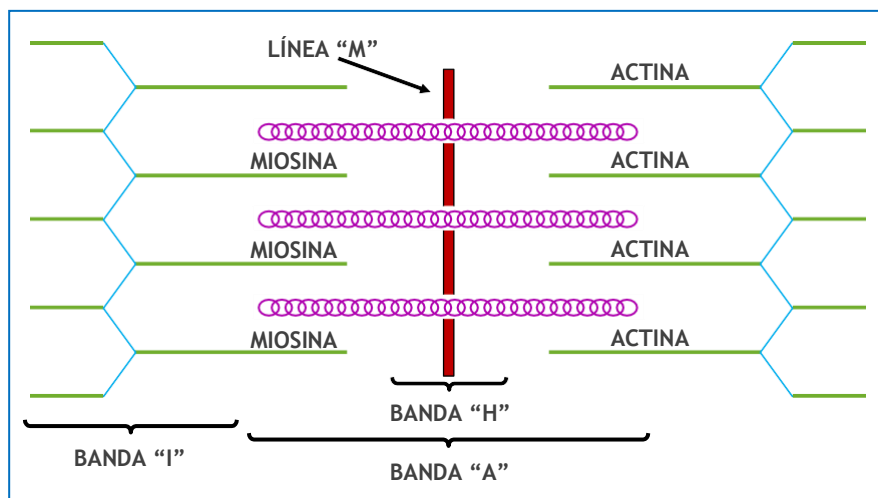


Figura 4.11 Bandas de los miofilamentos.

Fuente propia

Los túbulos "T" están en el plano de unión de las bandas A y la banda I por lo tanto, cada sarcómero tiene dos túbulos "T".

La troponina se encuentra en los filamentos delgados, está dividida en:

- La troponina C se fija al calcio durante la contracción muscular.
- La troponina T está unida a la tropomiosina
- La troponina I está unida a la actina

“La motoneurona explica cómo se va a realizar la contracción muscular porque va a generar un potencial de acción que va recorrer todo el axón de la motoneurona este potencial de acción va a llegar finalmente a la fibra muscular ingresando en el túbulo T para penetrar más profundamente en la fibra muscular y de esta forma llevar el mensaje al musculo” [7].

Al suceder esto es decir al pasar el potencial de acción al túbulo “T” se va a liberar calcio del retículo sarcoplasmico y este calcio va a empezar un proceso de la contracción.

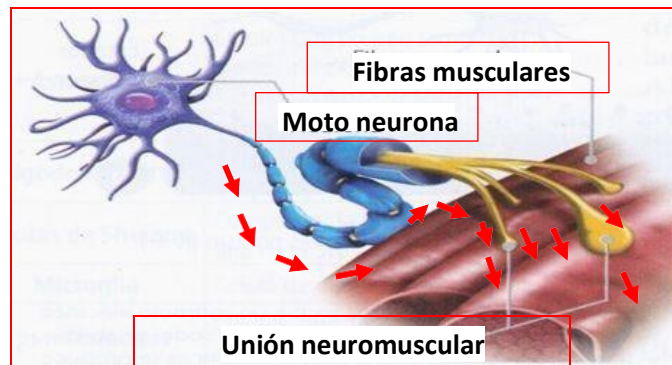


Figura 4.12 Acción de la motoneurona para la contracción muscular.

Fuente: goo.gl/AB3UTB

Durante la contracción los discos “Z” acercan a las líneas “M” y finalmente a la teoría de la contracción se les llama Teoría del Filamento Deslizante

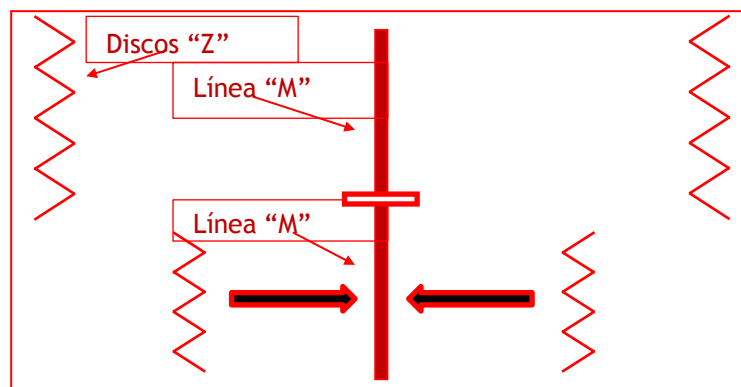


Figura 4.13 Contracción muscular.

Fuente propia.

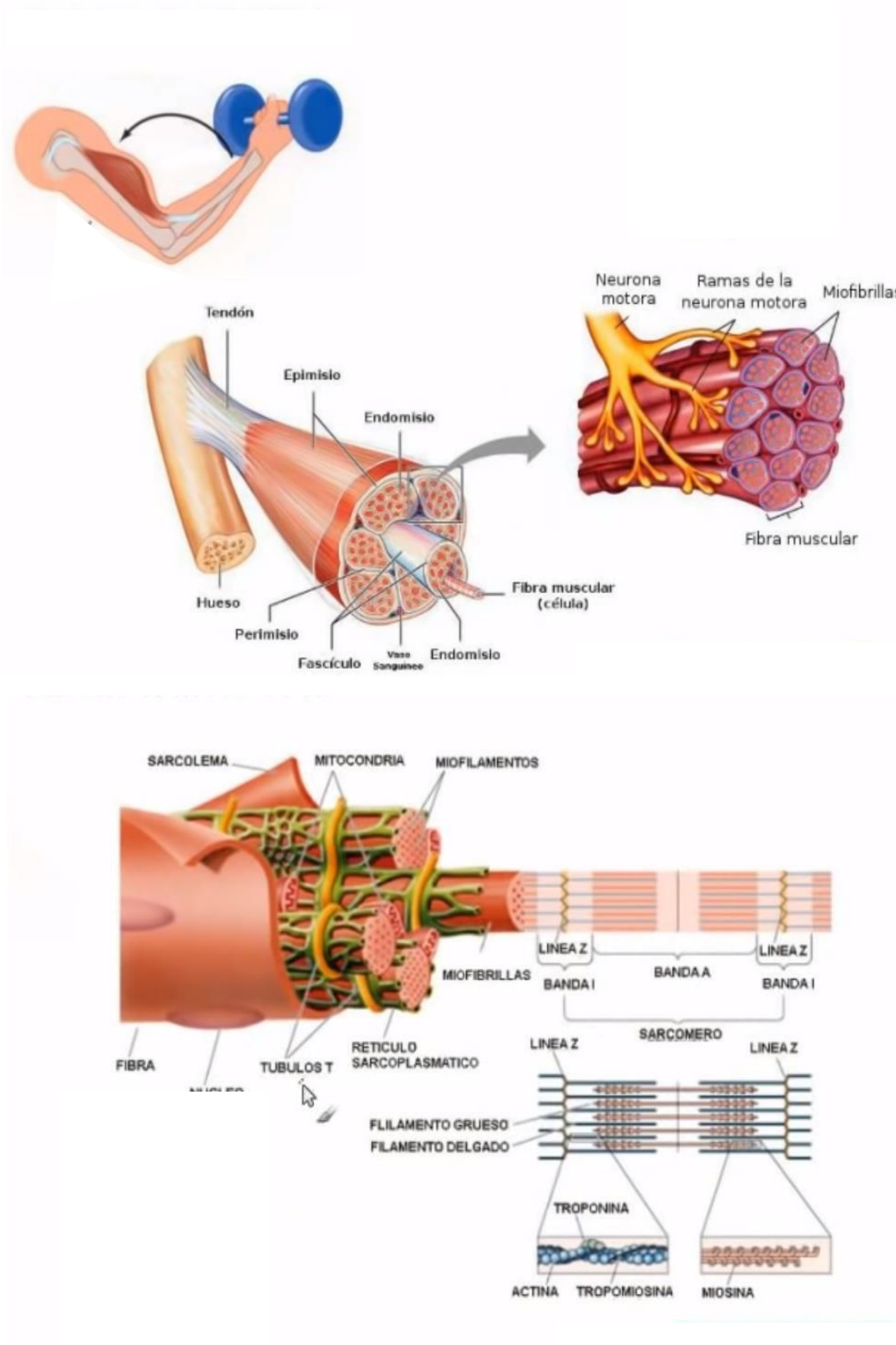


Figura 4.14 Hipertrofia Muscular.

Fuente: <https://bit.ly/38STxzl>.

4.2.3 Huesos de la extremidad superior.

La extremidad superior anatómicamente está compuesta por cuatro regiones: hombro o cintura escapular, brazo, antebrazo y mano.

El hombro tiene dos huesos principales que son: el humero (hueso superior del brazo) y el omoplato. Los huesos del hombro están conectados por ligamentos (tejido fuerte y fibroso) y los huesos están conectados a los músculos terminando en los tendones.

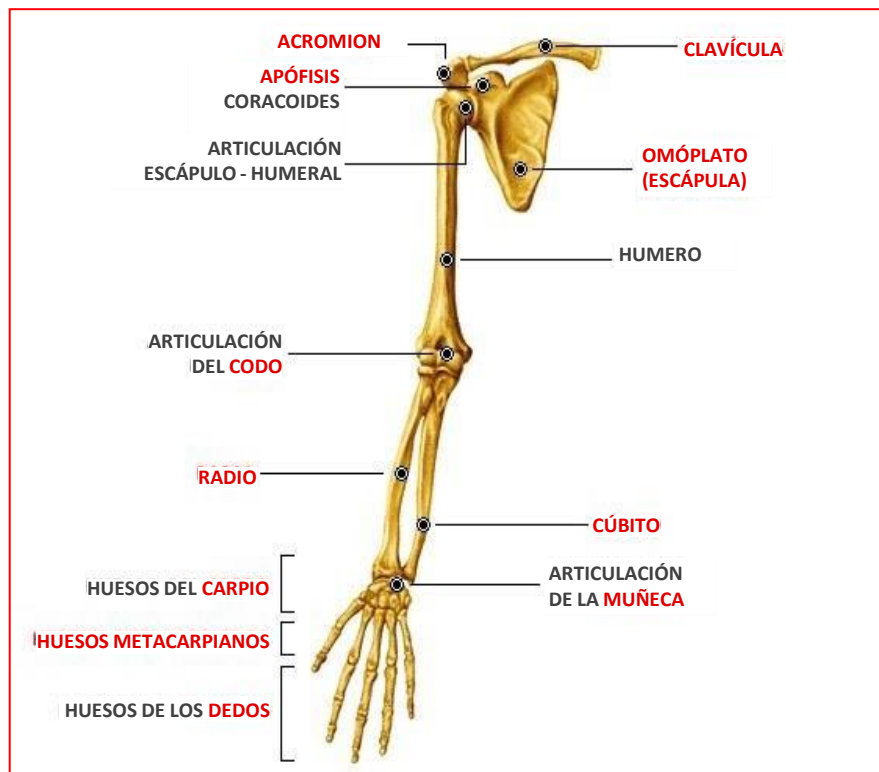


Figura 4.15 Articulaciones y huesos de la extremidad superior.

Fuente: goo.gl/WZKcs4

El estudio de los músculos del brazo sirvió para determinar algunos de los parámetros de diseño del sistema de suspensión, la forma del socket, el bíceps, las partes más delicadas del muñón con el fin de optimizar el diseño.

Existen dos tendones más importantes: el tendón bíceps que se une el musculo bíceps al hombro y el tendón supraspina que ayuda en la formación del musculo rotatorio.

El músculo tríceps es un músculo del brazo situado en la región posterior del brazo, es el único músculo que encontramos en la parte posterior del brazo.

El brazo no es cilíndrico por el contrario tiene una forma caprichosa, se debe realizar un estudio de la anatomía para trabajar el sistema de suspensión. Considerando un corte transversal del brazo el área transversal del brazo se puede aproximar a una elipse, donde el bíceps y el tríceps forman el diámetro mayor, mientras que las caras interna y externa del brazo forman al diámetro menor.

El movimiento del cuerpo humano se realiza en tres planos: el plano frontal, que divide el cuerpo en dos mitades, anterior y posterior; el plano sagital, que divide el cuerpo en dos mitades, izquierda y derecha; y el plano transversal, que divide el cuerpo en dos mitades, superior e inferior.

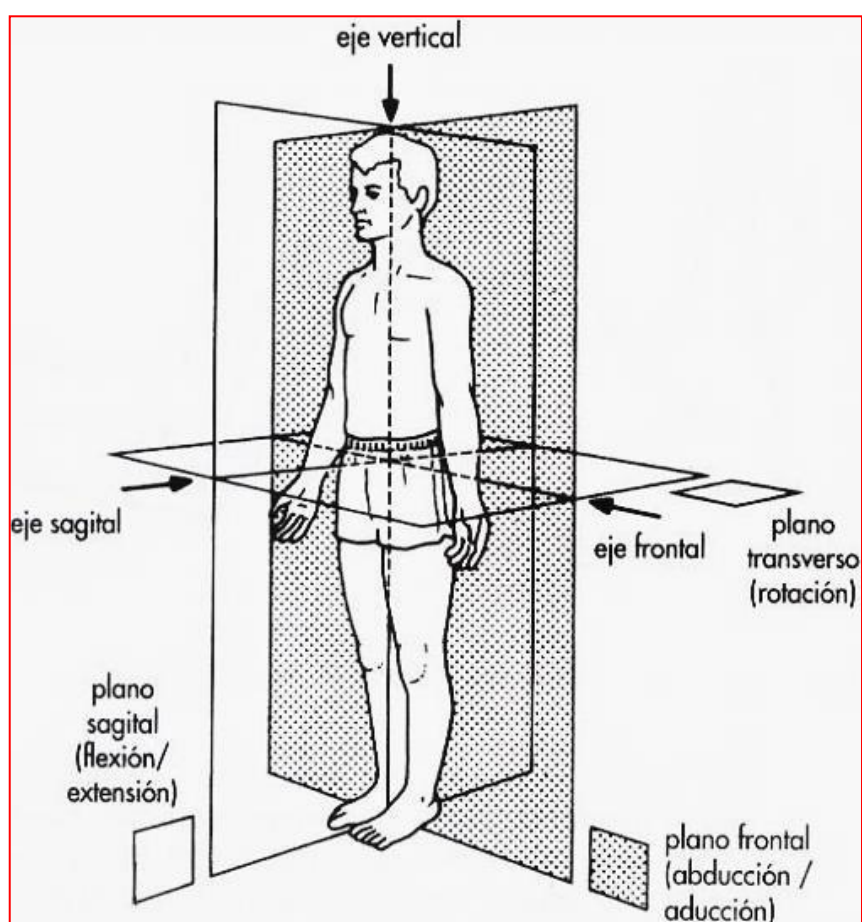
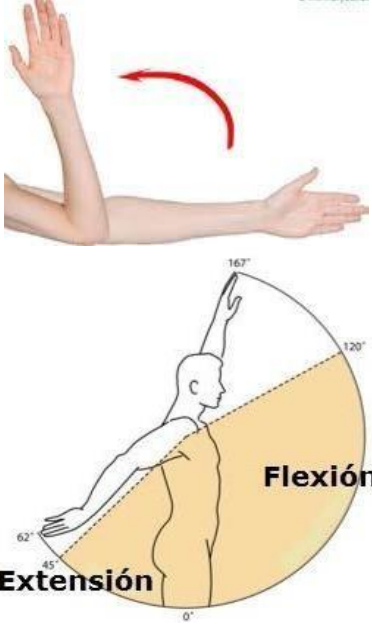
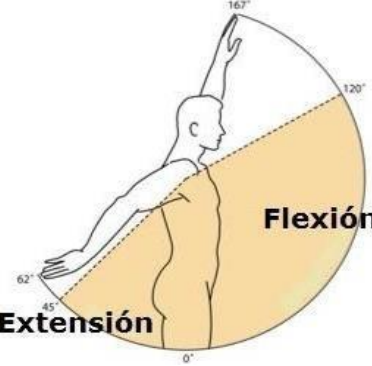




Figura 4.16 Ejes y planos del cuerpo humano.

Fuente: goo.gl/KB8pFH

Los movimientos corporales básicos consideran dichos ejes y planos:

<p>Flexión</p>	<p>Movimiento articular que desplaza la extremidad superior hacia adelante del plano frontal en un rango de movimiento de 180°.</p>	
<p>Extensión</p>	<p>Movimiento articular que desplaza la extremidad superior hacia atrás del plano frontal con un rango de movimiento de 45°.</p>	
<p>Abducción (alejamiento)</p>	<p>Movimiento articular que desplaza la extremidad superior alejándolo del plano medial sagital del cuerpo con un rango de movimiento de 180°.</p>	
<p>Aducción (acercamiento)</p>	<p>Movimiento articular que desplaza el segmento corporal acercándolo al plano medial sagital del cuerpo (acercándolo al cuerpo) un rango de movimiento de 30°.</p>	<p>Figura 4.18 Abducción/Aducción Fuente: goo.gl/igt5XS</p>

Pronación	Movimiento del antebrazo alrededor de su eje longitudinal de manera que la palma quede orientada hacia atrás.	 <p data-bbox="916 831 1378 913">Figura 4.19 Pronación / Supinación Fuente: goo.gl/3TCYuA</p>
Supinación	Movimiento del antebrazo alrededor de su eje longitudinal de manera que la palma quede orientada hacia delante.	

Las demandas del diseño e implementación de una prótesis flexible deben ser:

- Seguro.
- Liviano.
- Funcional.
- Cómodo.
- Cosmética.
- De fácil mantenimiento.
- Practico al usar la prótesis.
- Económico.

4.2.4 Potenciales bioeléctricas.

Para explicar el origen de la actividad eléctrica en los seres vivos, y describir los principios fundamentales de los electrodos utilizados en electromedicina es necesario conocer y emplear adecuadamente las normas de seguridad eléctrica para no poner en riesgo al paciente.

“Los potenciales bioeléctricos del cuerpo humano o de cualquier otro animal raramente son determinísticos. Sus magnitudes varían con el tiempo incluso cuando todos los factores que las originan están controlados” [8].

Los valores de la misma medida pueden variar enormemente entre diferentes individuos, aunque estos estén sanos y las condiciones de medición sean las mismas. Esto quiere decir que los valores pueden ser muy diferentes para diferentes personas, aunque sean valores normales en ellos” [8].

Se utilizó potenciales bioeléctricos en especial del músculo bíceps para el accionamiento de los servomotores de la mano, es decir se capta señales biológicas pequeñas del orden 3mV luego son amplificadas mediante amplificadores de instrumentación para finalmente activar el servomecanismo de abre-cierra de la mano.

Cuadro 2. Valores típicos para diferentes señales bioeléctricas

SEÑAL	MAGNITUD	ANCHO DE BANDA (HZ)
ECG (electrocardiograma)	0.5 - 4mV	0.01 - 250
EEG (electroencefalograma)	5 – 300uV	DC - 150
EKG (electrogastrograma)	10 – 1000uV	DC - 1
EMG (electromiograma)	0.1 - 5mV	DC – 1000
EOG (electrooculograma)	50 – 3500uV	DC - 50
ERG (electroretinograma)	0 – 900uV	DC - 50

Fuente: <https://bit.ly/2v9JOG4>.

El principal problema para la captación de potenciales bioeléctricas proviene de sus amplitudes y frecuencias de dichas señales pues sus amplitudes son muy pequeñas y se encuentran contaminadas de ruido.

Las interferencias externas pueden ser:

Capacitivas:

- Acoplamiento capacitivo con el paciente.
- Acoplamiento capacitivo con los conductores del circuito.

Inductivas:

- Originadas por la interfaz electrodo-electrolito-piel.
- Debido a otros potenciales bioeléctricos.

Para medir estos potenciales debemos tener en cuenta que los tejidos vivos son conductores iónicos pues al colocar un electrodo en contacto con la piel a través

de un electrolito se produce una distribución de cargas entre electrodo–electrolito apareciendo el conocido potencial de media celda [8].

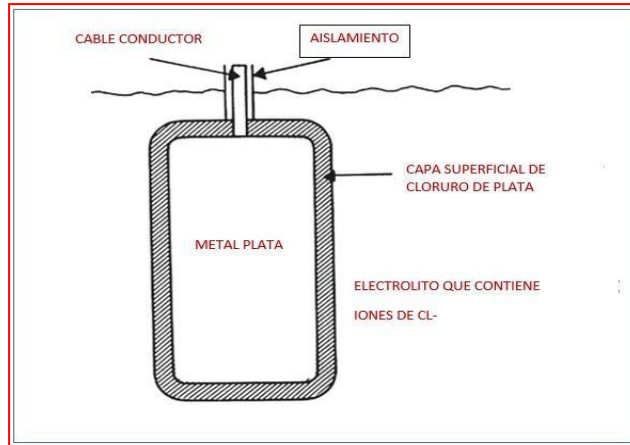


Figura 4.20 Corte transversal de un electrodo de plata-cloruro de plata (Ag/AgCl).

Fuente: <https://bit.ly/2SPT9fb>.

Los electrodos para su fabricación deben utilizar un material buen conductor de la electricidad además un material que presente polarizaciones menores como el electrodo de plata-cloruro de plata. También el electrodo debe ser químicamente inerte para evitar la irritación de los tejidos donde se aplica.

Si el electrodo se mueve existe una variación de potencial de media celda esta es la razón por la cual los electrodos se fijan a la piel con material adhesivo.

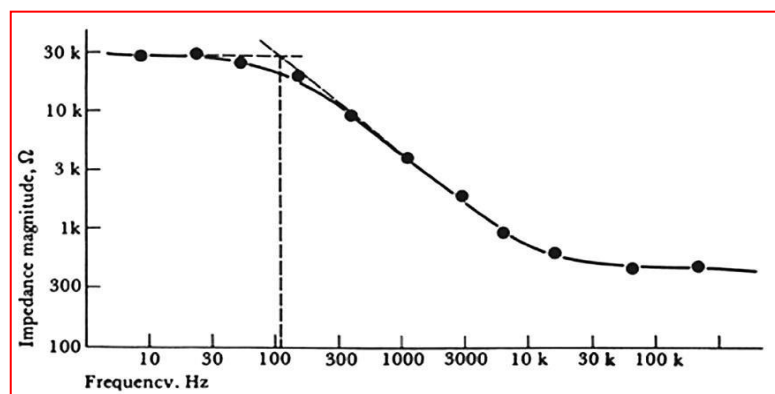


Figura 4.21 Determinación experimental de magnitud de la impedancia en función de la frecuencia para los electrodos.

Fuente: <https://bit.ly/2R9Zx0k>.

Se tiene un electrodo de bipotenciales en contacto con un electrolito donde:

E_{hc} : Es el potencial de media celda

R_d y C_d : Representan la impedancia asociada a dicha interfase electrodo – electrolito y los efectos de la polarización

R_s : Es la resistencia en serie asociada con los efectos de la interfase y debida a la resistencia en el electrolito

El electrodo de superficie se coloca en contacto con la piel y en esta situación cada elemento del circuito equivalente a la derecha está situado aproximadamente al mismo nivel en que ocurre el proceso físico que se representa en el diagrama.

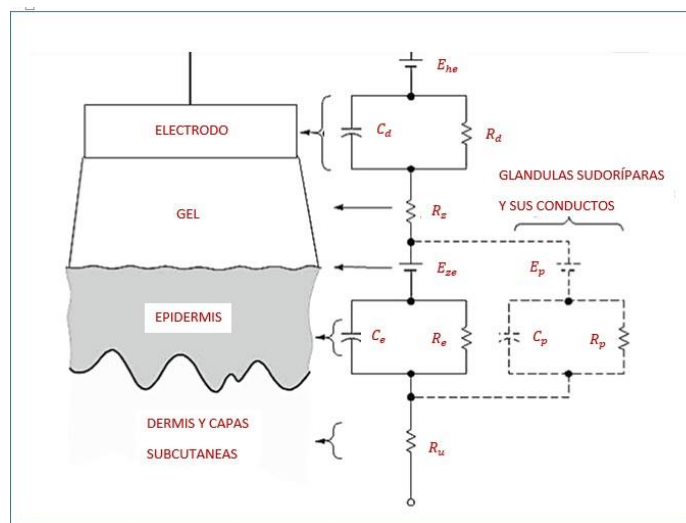


Figura 4.22 El modelamiento eléctrico de la unión electrodo-electrolito-piel.

Fuente: <https://bit.ly/2T8MVG7>.

El Sensor Muscular V3

Realiza la captación de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular (electromiografía EMG) estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular. “Los músculos bíceps- tríceps de los brazos consta de miles de células individuales estas células musculares (fibras) tienen una forma elongada dispuestas en forma de haces que se encuentran envueltos en tejido conectivo” [9].

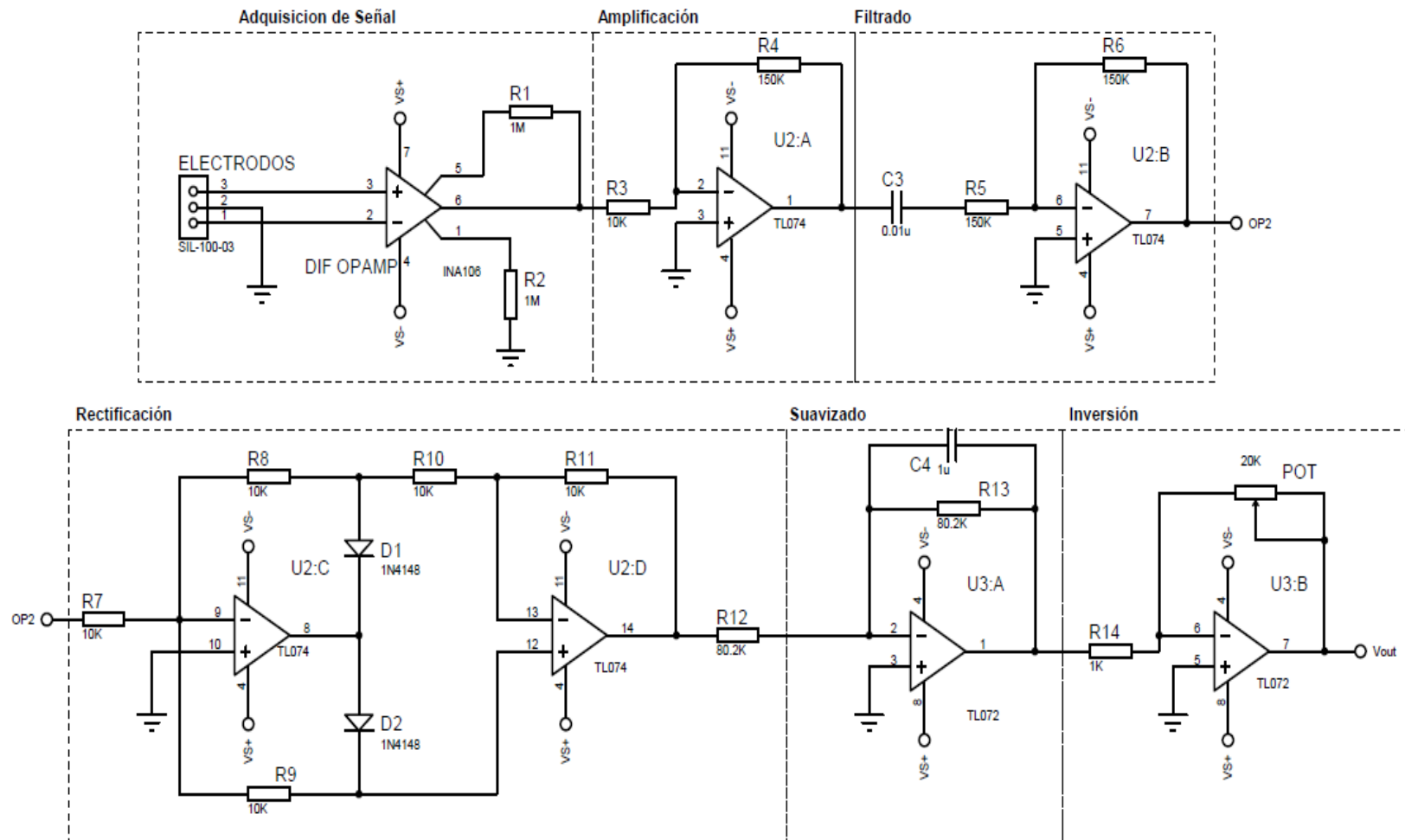


Figura 4.23 Circuito completo del Sensor Muscular V3.
Fuente propia.

“La electromiografía (EMG) tiene básicamente como finalidad la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica generada en nervios y músculos a través de la utilización de electrodos superficiales” [9]. Las mediciones extraídas de EMG proporcionan una información valiosa acerca de la fisiología y los patrones de activación muscular.

4.2.5 Etapas del circuito sensor muscular

La señal de entrada en A es de 5 mVpp a una frecuencia de 4Hz.

La salida resultante en B (señal azul) tiene ganancia unitaria.

El amplificador de instrumentación AD620 tiene la siguiente relación:

$$G = 1 + \frac{49400}{R_G} \quad \text{Si } R_G = 1M\Omega$$

se tiene una ganancia de $G = 1.0494$

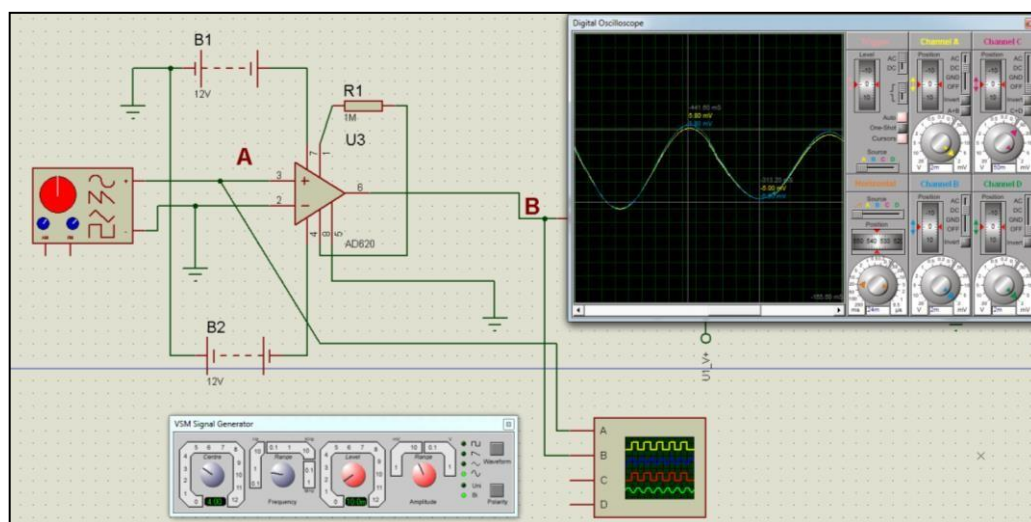


Figura 4.24 Etapa de captura de señal.

Fuente propia

“La primera etapa es la captura de señal del sensor muscular de EMG, consistente en un amplificador operacional diferencial conocido comúnmente como amplificador de instrumentación el AD620” [9].

El dispositivo permite capturar la diferencia de señales eléctricas que accionan las contracciones musculares.

La señal pre-amplificada será amplificada en la siguiente etapa.

La figura 4.34 muestra la etapa de amplificación es decir se tiene el circuito

operacional TL074, esta etapa con un amplificador inversor con ganancia 15.

La señal de entrada en B es 10.3 mVpp.

La salida resultante en C es de 158 mVpp.

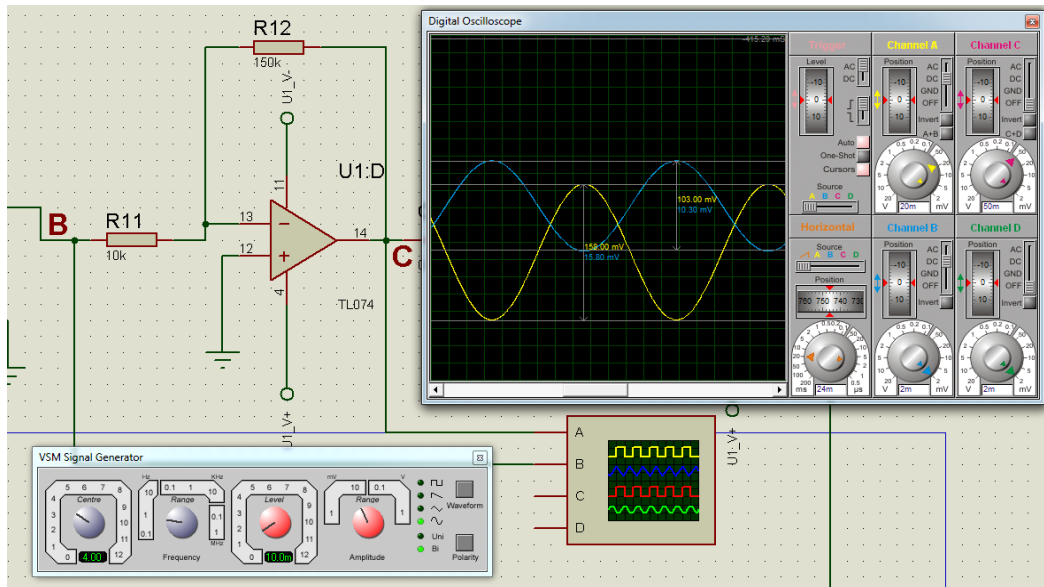


Figura 36. Etapa amplificación - inversión de señal

Figura 4.25 Etapa amplificación - inversión de señal.

Fuente propia

La señal de entrada en C es de 158 mVpp (señal amarilla) y cuando pasa a través del capacitor cerámico de 0.01 uF se reduce en amplitud, además se desfasa 90 grados como se puede apreciar en la señal de azul.

La nueva señal resultante en D será de 6 mVpp.

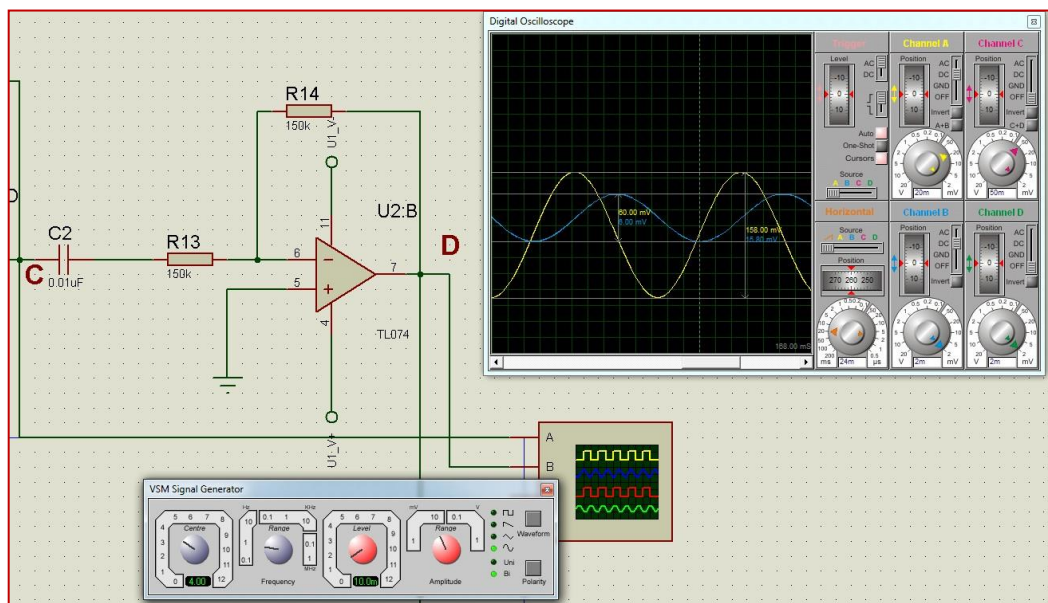


Figura 4.26 Etapa de filtrado de la señal.

Fuente propia

Cuando una señal biológica muscular deseada se amplifica, existen señales “parásitas” que solo distorsionan la información que realmente se desea recuperar, dichas señales indeseadas (ruido) se deben rechazar con un amplificador que tenga un buen Modo de Rechazo Común (CMRR).

“Se logrará incorporando un filtro de señal pasa altos, se puede afirmar que hasta este punto del circuito la señal comienza a ser utilizable, sin embargo, es primordial que los niveles de voltaje sean solamente positivos con el fin de poder convertir esa señal a un nivel digital” [9].

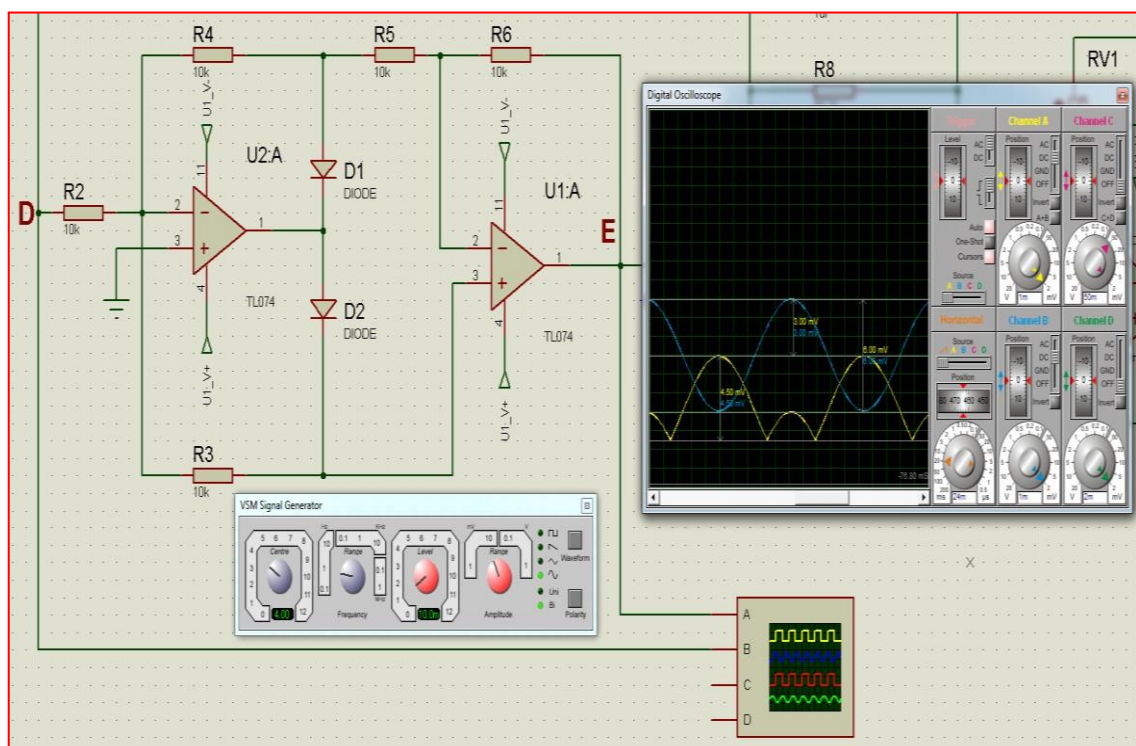


Figura 4.27 Etapa de rectificado de la señal.

Fuente propia

Se aprecia que la señal entrante en D (señal azul) se rectifica como se aprecia en la salida en el punto E (señal amarilla).

Con cada flexión o actividad muscular el voltaje producido por el músculo aumenta el nivel promedio, por lo tanto, a mayor flexión mayor será el voltaje de la señal biológica; cuando no existe actividad muscular el voltaje promedio permanece muy cercano a cero.

La plataforma ARDUINO sólo admite niveles positivos para poder convertirlos a datos digitales mediante su convertidor ADC, por ello en la figura 4.36 se muestra la etapa de rectificado de la señal obtenida.

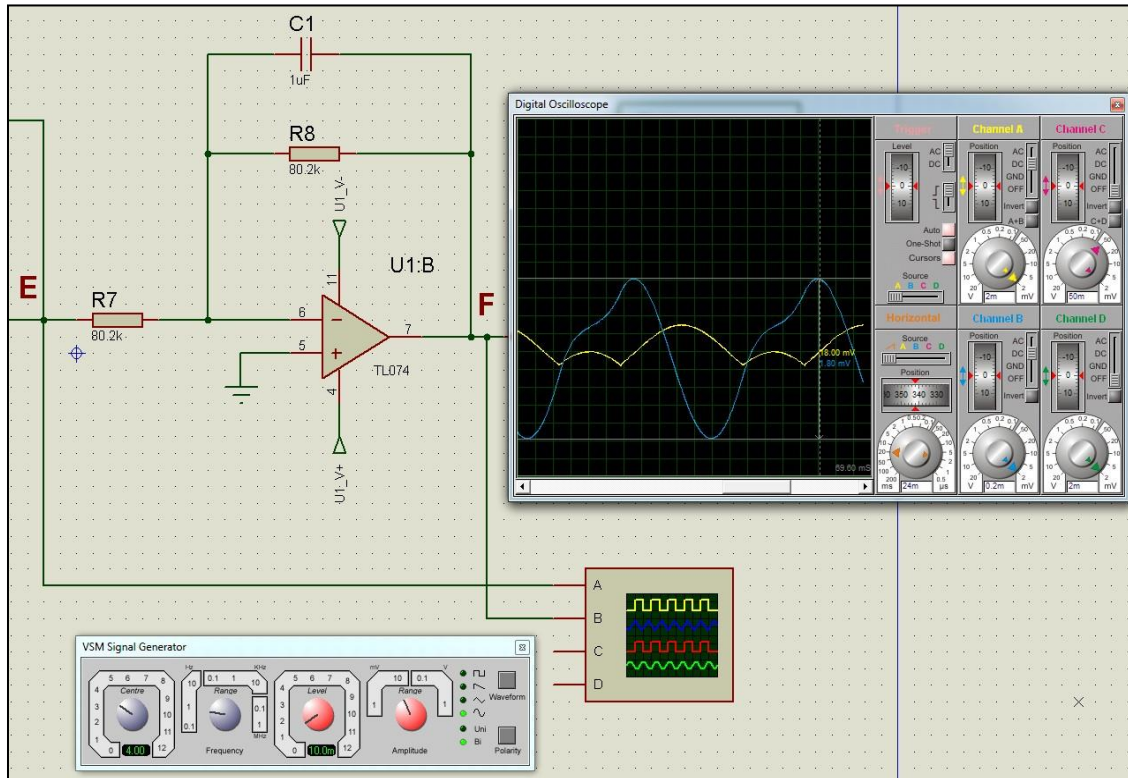


Figura 4.28 Filtro pasa bajas $f_c = 1.975 \text{ Hz}$

Fuente propia

“Considerando estas características, para obtener una señal adecuada para ser procesada por un convertidor ADC, es necesario filtrar la señal para poder discriminar las altas frecuencias y únicamente obtener información de las bajas frecuencias. Para ello, se utilizará un filtro pasa bajas con una frecuencia de corte de 1.975 Hz” [9].

La salida de la señal en el punto F se reduce con una tensión de 1.8 mVpp pero se logra una reducción de ruido con el suavizado.

“La última etapa emplea configuración de amplificador inversor, con una ganancia regulable por el potenciómetro. Esta última etapa permite obtener variaciones de voltaje de hasta 5v, las cuales pueden ser directamente canalizadas hacia la tarjeta ARDUINO” [9].

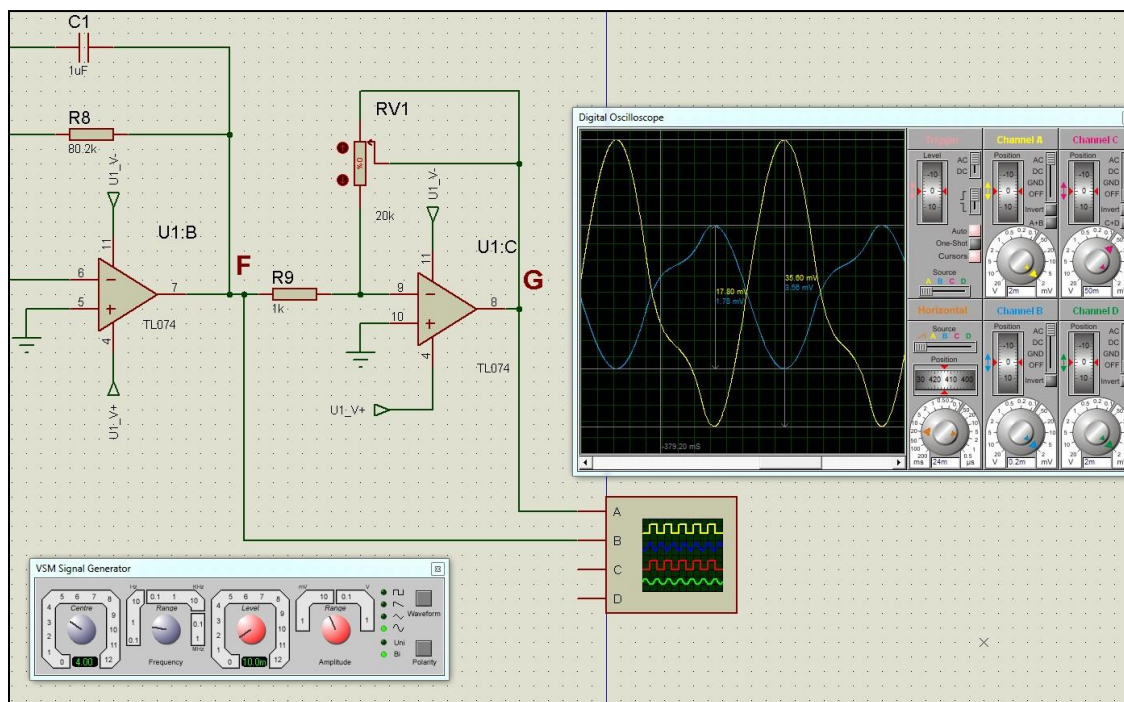


Figura 4.29 Amplificación regulable.

Fuente propia

La última etapa la señal entrante (señal azul), proveniente después del suavizado, pasa por un amplificador inversor que se le añadió un potenciómetro de 20 K Ω para variar y aumentar la ganancia.

El resultado final es una señal amplificada de 0.38 V poca amplificación porque se está trabajando con el AD620 amplificador de instrumentación que se encuentra en el mercado nacional.

Para obtener los 5V se hace necesario amplificar nuevamente la señal para de esta forma activar los servomotores de los dedos de la mano.

El procesamiento de la señal analógica se realiza por medio de interfaces, microcontroladores que permiten manipular las señales analógicas en señales digitales que serán utilizadas para los actuadores y diferentes mecanismos que tendrá la prótesis, esta etapa es una de las más importantes ya que aquí se calibran y manipulan todas las señales para poder tener una respuesta satisfactoria en la prótesis (mano).

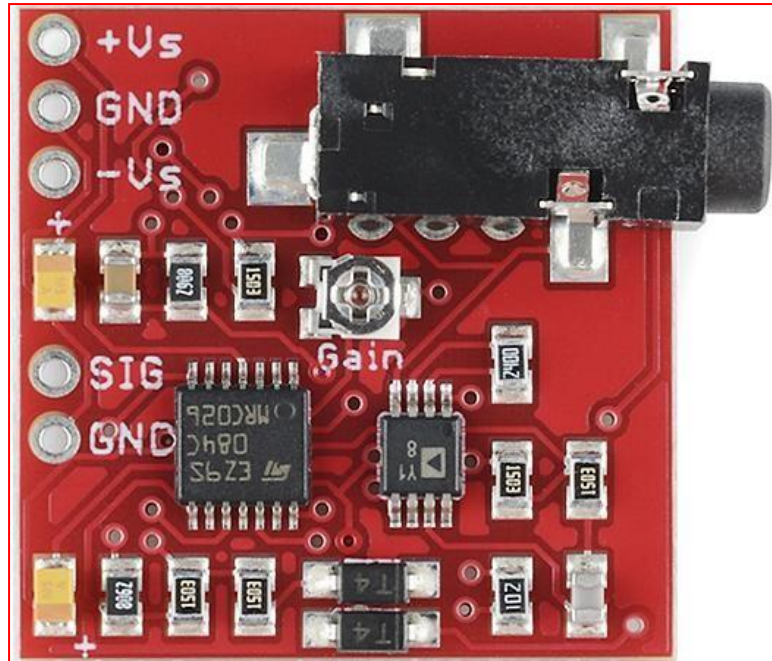


Figura 4.30 Sensor Muscular V3

Fuente: goo.gl/V9MsPE

Características del sensor muscular en forma compacta:

- Ganancia ajustable mejorada.
- Factor de forma pequeño.
- Dimensiones: 1 pulgada x 1 pulgada.
- Diseñado especialmente para microcontroladores.

Aplicaciones

- Dispositivos Médicos.
- Robots.
- Electrónica portátil / móvil.

Cuadro 3. Especificaciones Eléctricas del sensor muscular V3

Parámetro	Mínimo	Típico	Máximo
Voltaje de alimentación (Vs)	$\pm 3V$	$\pm 5V$	$\pm 30V$
Ajuste de ganancia	0.01Ω	$50K\Omega$	$100K\Omega$
Voltaje de salida (rectificada)	$0V$	--	$+Vs$
Voltaje diferencial de entrada	$0mV$	$[2 - 5] mV$	$\pm \frac{Vs}{Ganancia}$

Fuente propia

Los sensores musculares están diseñados para usarse directamente con un microcontrolador, por lo tanto, los sensores hacen que no emitan una señal de RAW EMG (señal de electromiografía sin procesar) sino más bien una amplificada, rectificada y la señal smoothed (señal suavizada) que lo hará trabajar bien con un convertidor analógico digital (ADC) del microcontrolador [6].

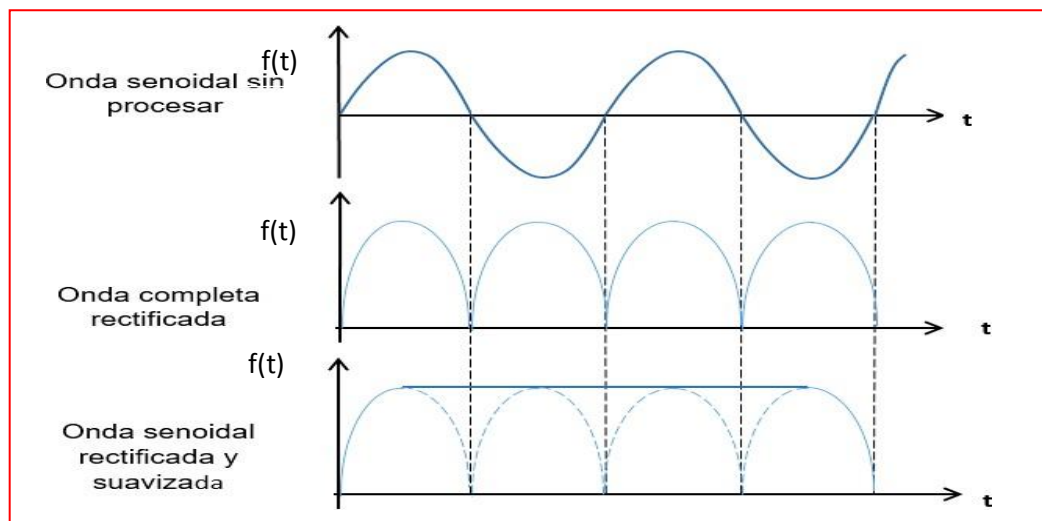


Figura 4.31 Proceso de rectificación de la señal muscular.

Fuente propia

El sensor muscular V3 se acopla a la tarjeta ARDUINO, como módulo de adquisición de datos y módulo de control para los servomotores de la mano.

Arduino es una plataforma código abierto que se basa en un microcontrolador y un entorno de programación para escribir el software.

ARDUINO tienen una gran versatilidad al ser empleadas en un proyecto de estas características ya que el tipo de conexión es sencilla y permite tanto leer como escribir variables digitales y analógicas. Además, concierne a la programación, dispone de una gran cantidad de librerías que permiten controlar de manera más eficiente dispositivos como sensores y servomotores, también ofrece la realización e implementación de prototipos basados en software y hardware flexibles.

Se utilizó servomecanismos internos al antebrazo (elemento vacío), de tal manera que se active la mano para que realice su tarea de agarre y levante la carga mediante uso de la tarjeta ARDUINO.



Figura 4.32 Tarjeta ARDUINO.

Fuente propia

La medición de la actividad del músculo se realiza a través de potencial bioeléctrico, se hace referencia a la electromiografía (EMG), que se ha utilizado tradicionalmente para la investigación médica y diagnóstico de los trastornos.

Sin embargo, con la llegada de los microcontroladores, circuitos integrados sofisticados y sensores EMG han encontrado su aplicación en las prótesis, la robótica y otros sistemas de control.

La amplitud y las propiedades de las señales de EMG tanto en el dominio del tiempo como la frecuencia dependen de factores como:

- a) El tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular, las propiedades de la piel por ejemplo el espesor de la piel y tejido adiposo, las propiedades del electrodo el amplificador y la calidad del contacto entre la piel y el electrodo.
- b) La medición y la representación de las señales EMG de superficie dependen de las propiedades de los electrodos y su interacción con la piel, el diseño del amplificador y la conversión y subsecuente almacenamiento de la señal de formato análogo a digital (A/D).

- c) La calidad de la señal EMG medida es usualmente descrita por la relación entre la señal EMG medida y las contribuciones de ruido indeseadas por el ambiente, la meta es maximizar la amplitud de la señal mientras se minimiza el ruido.
- d) El diseño del amplificador y el proceso de conversión A/D están por encima de los estándares aceptables, la relación entre la señal y el ruido está determinada casi exclusivamente por los electrodos, y más específicamente, las propiedades del electrodo y el contacto con la piel. La contracción de fibras musculares genera actividad eléctrica que puede ser medida por electrodos fijados a la superficie de la piel próxima al grupo muscular.

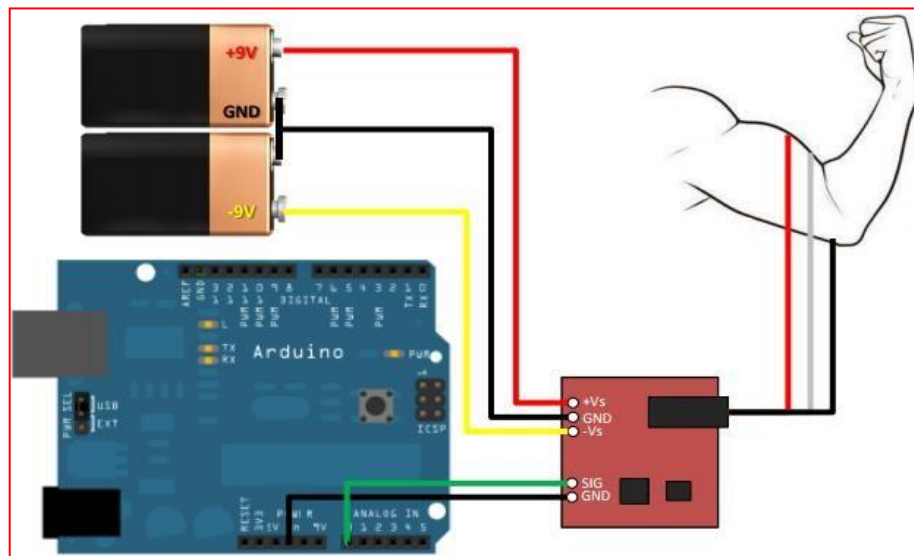


Figura 4.33 Circuito ARDUINO acoplado al sensor Muscular V3.

Fuente: bit.ly/38SYUP1.

“Esta desviación estándar de las señales EMG es usada para aproximar la magnitud de la actividad eléctrica muscular, referida como la amplitud del EMG, tiene una variedad de aplicaciones como: la señal de control para prótesis mioeléctricas, estimaciones ergonómicas, sistemas de realimentación (Biofeedback), y también ha sido usada para estimar el par asociado a una articulación de la mano” [9].

“Se capta las señales provenientes de los músculos del paciente por medio de electrodos localizados en la zona comprometida, mientras el paciente regula de manera consciente o voluntaria la contracción o relajación de los grupos musculares a través de los servomotores” [9].

Las señales provenientes de los electrodos y estos de la zona muscular afectada, son integradas y asociadas al funcionamiento de los servomecanismos en forma proporcional a los niveles de contracción y relajación del músculo, de manera que cuando el músculo está tenso la tensión se eleva y cuando el paciente relaja el músculo, la misma descende.

“Utilizando un adiestramiento de mecanismo subconsciente, el paciente aprende a controlar los niveles de tensión y de esta manera se entrena para ir aumentando gradualmente la intensidad de las contracciones [9]. Estos cables cuentan con conectores de enchufe de audio de 3,5 mm con receptáculos de estilo a presión.



Figura 4.34 Cables del sensor muscular V3.

Fuente: goo.gl/Stgq3s

Características de los cables del sensor:

- Cables de 24 pulgadas de largo.
- Conexión del estilo del enchufe audio de 3.5mm

Para obtener la señal biológica se utilizan electrodos, estos permiten su colocación a una distancia pequeña entre sí. Este tipo de electrodos son capaces de transmitir señales muy pequeñas y mantenerlas mientras exista contracción muscular hasta poder ser captadas por la etapa preamplificadora del sensor muscular V3.

Los electrodos deben ser de alta calidad, no alérgicos, desechables muy prácticos debido al gel incorporado y se adhieren muy bien a la piel, cada vez más sofisticados incluso vienen integrados al pequeño circuito amplificador.



Figura 4.35 Electrodo de sensores musculares.

Fuente: goo.gl/5L8vvF.

Características de los electrodos:

- Tamaño: 24mm
- Tipo de electrodo: Superficial

4.2.6 Pre-construcción del brazo ortopédico.

▪ Pre-construcción mecánica del socket ortopédico

El socket es un acoplo muy importante en cualquier tipo de prótesis, ya que es el elemento que transmite la fuerza del órgano residual a la prótesis y viceversa, es importante que el socket sea lo más cómodo posible para permitir al paciente usar la prótesis el mayor tiempo posible.

Se utiliza un socket que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el órgano residual (muñón) logrando la suspensión de éste por una succión buscando un material no alérgico al organismo.

▪ Pre-construcción mecánica del brazo –antebrazo articulado

Se realizó un estudio anatómico de la extremidad superior amputada del paciente considerando características como: similitudes anatómicas, tamaño, peso, medidas personalizadas para la construcción del brazo.

También se consideró los materiales adecuados para la prótesis buscando compatibilidad y buen acoplo al cuerpo humano es decir materiales resistentes compatibles y no alérgicos a la piel.

Las estructuras en 3D del brazo-antebrazo deben ser dos cascarones anatómicos vacíos de plásticos ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) con una cubierta de fibra de vidrio para garantizar dureza de la estructura.

Estas estructuras deben tener dos tapas unidas por bisagras de tal manera que se pueda abrir para la reparación de los servomecanismos y circuitos electrónicos.

Arduino y los servomotores se colocarán en una base de acrílico dentro del antebrazo vacío con cuerdas de hilo de pescar resistentes para que transmitan la fuerza necesaria para el arrastre del mecanismo de la mano.

Se obtuvo la realización física fragmentada de la mano en impresión 3D, cada uno de los dedos con sus articulaciones los cuales pueden trabajar con sus respectivos servomecanismos.

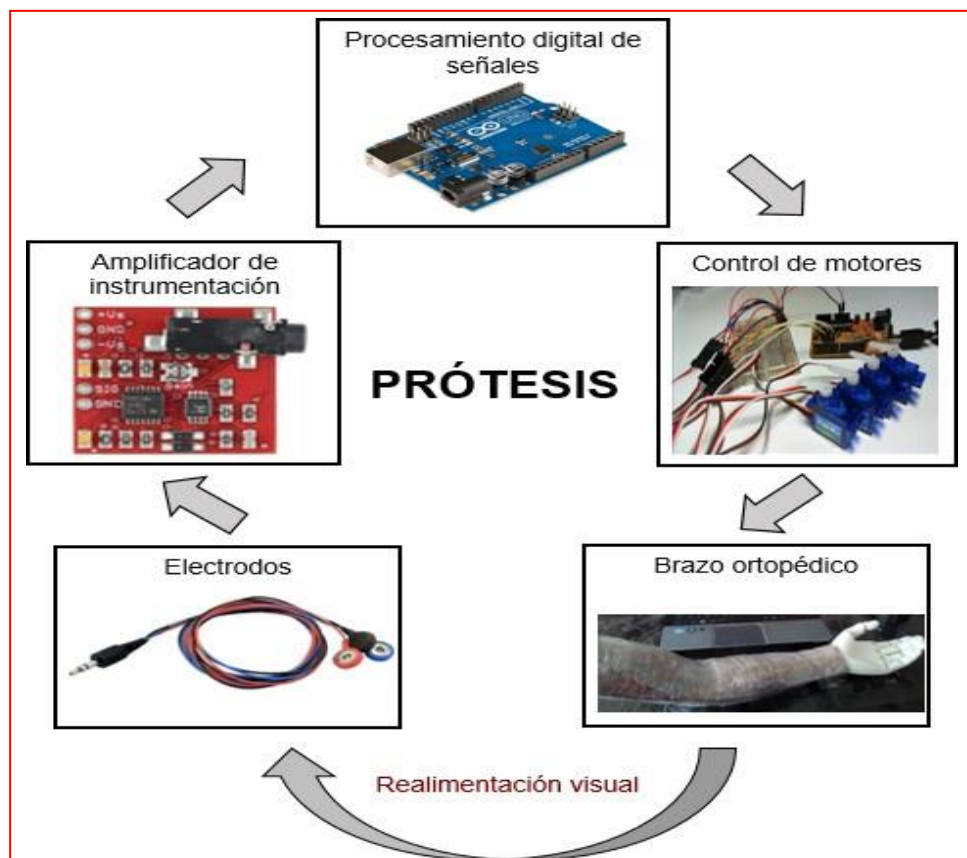


Figura 4.36 Diagrama de bloques del prototipo.

Fuente propia

Es necesario trabajar con tecnología de sensores de presión y de obstáculo para un mejor trabajo del brazo ortopédico siendo importante el sensor de obstáculo para el servomotor del codo para aproximarse a la carga.

La prótesis es híbrida porque tenemos un apoyo mecánico (resortes simulando el biceps) para levantar la carga y un apoyo en la electrónica para el abrir – cerrar la mano y levantar una carga. El sistema en su conjunto para su funcionamiento requiere de baterías recargables de Litio de buena duración que pueden ser colocadas alrededor de la cintura del paciente.

4.2.7 Construcción mecánica de la mano

La construcción de la mano se divide en:

- La construcción mecánica de la mano articulada.
- Los servomotores controlados mediante ARDUINO.
- Programa de control y activación de los servomotores.

El diseño de la mano se realizó en el programa de aplicación 3D Builder creada por Microsoft, en este programa podemos diseñar objetos en tres dimensiones, imprimirlos si tenemos una impresora 3D o incluso encargarnos directamente a un proveedor para que lo imprima pues en esta oportunidad se ha encargado a un proveedor para que sea realizable su impresión física.

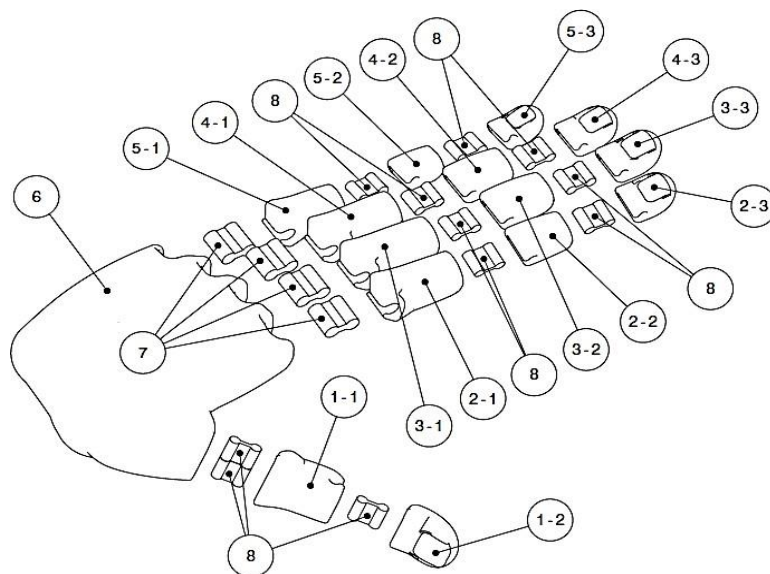


Figura 4.37 Diseño de la mano con sus diferentes articulaciones.

Fuente: www.perucad.com.

Los dedos en impresión 3D se obtienen en fragmentos sólidos respetando sus articulaciones y se canalizan ductos para colocar hilos de pescar para originar el arrastre de los servomotores. El trabajo de la mano se programa en Arduino mediante comandos para determinar el ángulo de barrido de los servos en el intervalo de 0° a 180° que se traduce en un abre - cierra de la mano.

Cuadro 4. Lista de materiales en piezas 3D

Numeración	Descripción	Unidades
1-1	Falange proximal del pulgar	1
1-2	Falange distal del pulgar	1
2-1	Falange proximal del índice	1
2-2	Falange media del índice	1
2-3	Falange distal del índice	1
3-1	Falange proximal del corazón	1
3-2	Falange media del corazón	1
3-3	Falange distal del corazón	1
4-1	Falange proximal del anular	1
4-2	Falange media del anular	1
4-3	Falange distal del anular	1
5-1	Falange proximal del meñique	1
5-2	Falange media del meñique	1
5-3	Falange distal del meñique	1
6	Cuerpo de la mano	1
7	Palma digital	4
8	Interfalangina proximal y distal	11

Fuente: www.perucad.com.

¿En qué consiste la impresión 3D?

La impresión 3D es un conjunto de tecnologías de fabricación donde un objeto tridimensional es creado mediante la superposición de capas sucesivas de diferentes materiales.

Un modelo en tres dimensiones que previamente se ha elaborado por medio de un programa de diseño asistido por ordenador (CAD), este transmite los datos a la impresora 3D la cual realiza la mezcla de los materiales, fabricando el modelo 3D en físico.

“En el año 2006 aparecen las primeras máquinas de SLS (sintetización de láser selectivo) que usa un láser para convertir materiales en productos 3D, lo cual fue el inicio para la producción en masa de objetos cotidianos, partes industriales e incluso prótesis” [10].

Materiales utilizados en impresión 3D

La materia prima más utilizada en las impresoras 3D son los plásticos ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) y los PLA (Ácido Poliláctico). Debido a las características de fusión de estos plásticos a altas temperaturas y el rápido enfriamiento al contacto con el aire, hace que las necesidades de encontrar otros materiales compatibles con las impresoras 3D sean una prioridad.

“El funcionamiento básico de las impresoras 3D consiste en que el objeto se imprime capa a capa y desde abajo hacia arriba, siguiendo el modelo del archivo (CAD) previamente creado en la PC, hasta completar la pieza” [10].

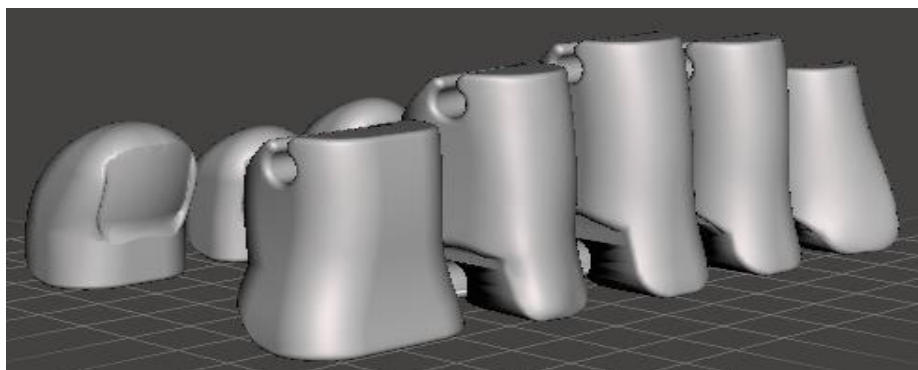


Figura 4.38 Construcción de los fragmentados (Dedos).

Fuente: www.perucad.com

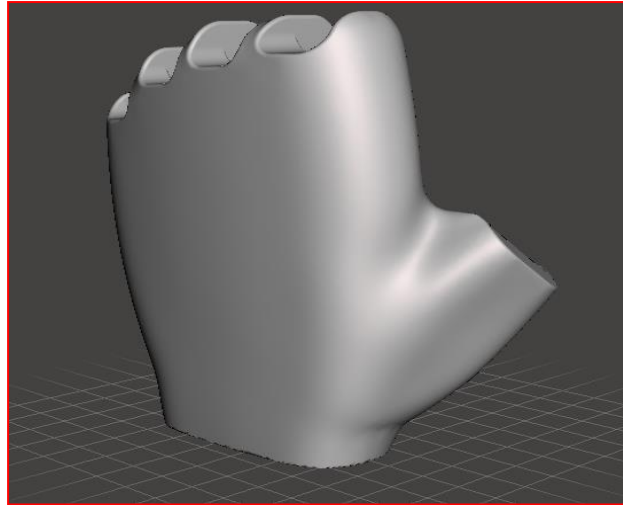


Figura 4.39 Construcción fragmentada de la mano.
Fuente: www.perucad.com.

En función de la tecnología usada los tipos de impresión 3D son:

1. Esterolitografía (SLA)

Es la aplicación de un haz de luz ultravioleta a una resina líquida sensible a la luz se consiguen piezas de altísima calidad.

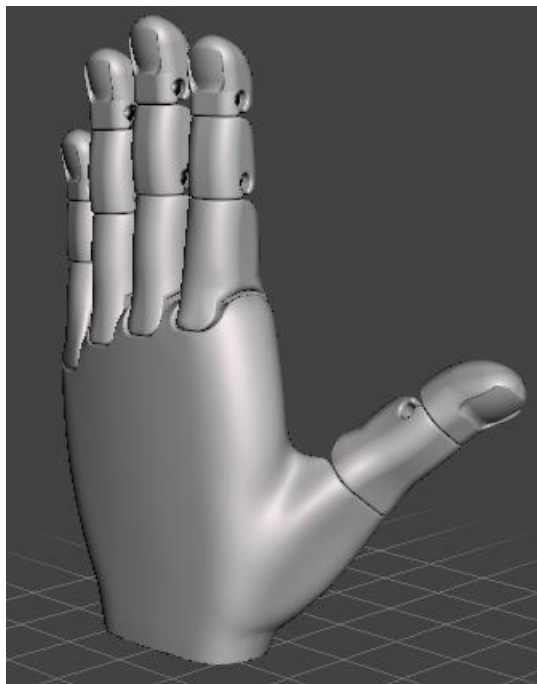


Figura 4.40 Construcción y ensamblaje de la mano.
Fuente: www.perucad.com.

2. Sintetización Selectiva por Láser (SLS)

Parecida a la anterior, pero esta posibilita el uso de materiales en polvo (cerámica, cristal, nylon, poliestireno) que es fundido por el láser al impactar en él y se solidifica.

3. Impresión por Deposición de Material Fundido (FDM)

“Consiste en depositar polímero fundido sobre una base plana, capa a capa.

Esta técnica aditiva del modelado por deposición fundida hace que el material en estado sólido almacenado en rollos, se funde y se solidifica conforme va tomando la forma de cada en capa” [10].



Figura 4.41 Prótesis en 3D de la mano.

Fuente propia.

“La impresión 3D ha sido fundamental para el desarrollo de prótesis sólidas, de titanio, materiales cerámicos o plásticos, destinadas a sustituir la parte solida de los huesos en los pacientes” [10].

Es algo mágico pasar un producto de la pantalla del ordenador a tenerlo en las manos, poder estudiarlo, ensamblarlo, acoplarlo y darle utilidad por ejemplo ser parte del brazo ortopédico flexible.

Servomotores controlados mediante ARDUINO.

Se utilizaron servos con diferentes características para los dedos de la mano el Servomotor TG9 uno para cada dedo, el codo requiere dos servomotores TowerPro MG995 para el torque requerido.

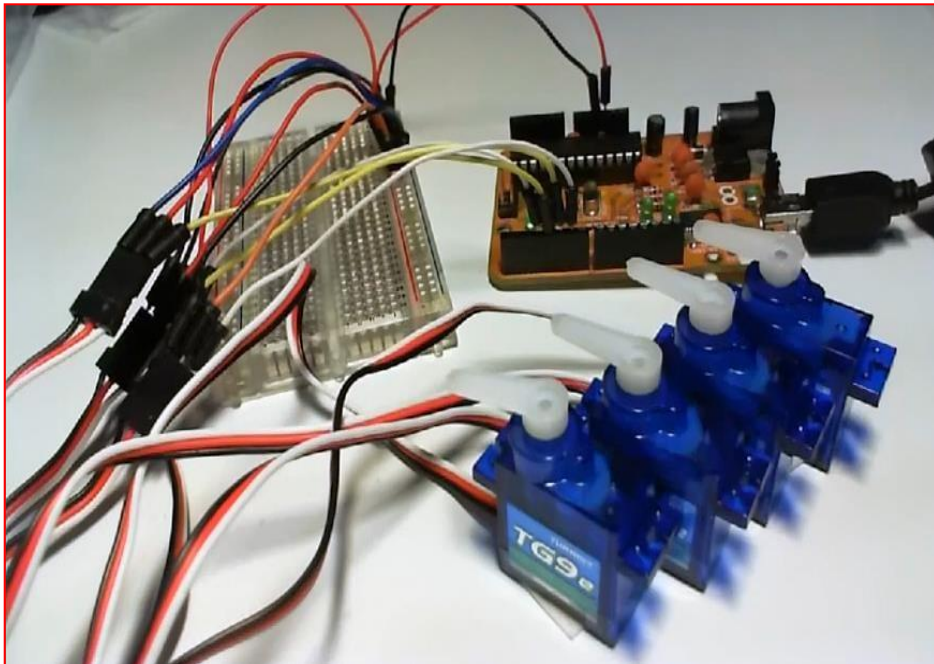


Figura 4.42 Servomecanismos controlados por ARDUINO.

Fuente propia

Los dedos de la mano requieren de 05 servos de igual torque, se necesita una calibración o ajuste para las condiciones normales trabajo de los dedos pues en su conjunto deben representar una posición real de la mano en reposo (no muy extendida) y en trabajo (no muy cerrada) lo que significa que no se trabajara con los extremos del intervalo de los ángulos.



Figura 4.43 Simulación de la mano acoplada al brazo.

Fuente propia

En el programa ARDUINO se debe colocar los códigos de los ángulos de giro de cada servomotor que tiene correspondencia directa con cada dedo de la mano es decir todos los servos giran a la vez, pero cada uno trabajando a diferentes ángulos para el cierre y apertura de la mano.

4.2.8 El programa de control para los servomotores.

Código_ Mano

```
#include <Servo.h>

Servo servo1;
Servo servo2;
Servo servo3;
Servo servo4;
Servo servo5; //define los servos

#define dedo1 A1
#define dedo2 A2
#define dedo3 A3
#define dedo4 A4
#define dedo5 A5 //define las entradas analógicas de los sensores.

int val1;
int val2;
```

```

int val3;
int val4;
int val5; //define las variables para leer el valor de cada dedo
void setup() {
servo1.attach(1);
servo2.attach(2);
servo3.attach(3);
servo4.attach(4);
servo5.attach(5); //defines las salidas de cada servo
}
void loop() {
val1 = analogRead(dedo1);
val1 = map(val1, 750, 1023, 0, 179);
servo1.write(val1);
delay(5); //lee el dedo 1 i coloca el servo de este dedo
val2 = analogRead(dedo2);
val2 = map(val2, 570, 1023, 0, 179);
servo2.write(val2);
delay(5); //lee el dedo 2 i coloca el servo de este dedo
val3 = analogRead(dedo3);
val3 = map(val3, 770, 1023, 0, 179);
servo3.write(val3);
delay(5); //lee el dedo 3 i coloca el servo de este dedo
val4 = analogRead(dedo4);
val4 = map(val4, 1000, 1023, 0, 179);
servo4.write(val4);
delay(5); //lee el dedo 4 i coloca el servo de este dedo
val5 = analogRead(dedo5);
val5 = map(val5, 720, 1023, 0, 179);
servo5.write(val5);
delay(5); //lee el dedo 5 i coloca el servo de este dedo
}

```


4.3 Población y muestra

La población corresponde a todas las variaciones de los ángulos θ_1 y θ_2 que determinan un intervalo que corresponde a la relajación-contracción muscular del brazo humano, de las cuales se consideró una determinada cantidad de muestras dependiendo de las diferentes posiciones, el límite lo define el alcance, rotación y posición del brazo humano.

El problema planteado se resuelve gracias al modelo físico-matemático del brazo robótico (RR) el cual simplificando el modelo dinámico, esto se reduce a evaluar torque 1 (r_1) y torque 2 (r_2) para ello reemplazamos ciertos datos discretos para validar los resultados de la investigación.

Las muestras que se consideró son los valores de los parámetros de robótica es decir diferentes valores de rotación angular θ_1 , θ_2 de las articulaciones como también valores de L_1 y L_{C2} longitud del elemento 1 y longitud del CM del elemento 2 respectivamente.

Los resultados obtenidos confirman la viabilidad del proyecto como también si utilizamos compensadores es muy probable levantar mayor carga.

4.4 Lugar de estudio

El proyecto se desarrolló en la ciudad de Lima (Perú), en el Hospital Arzobispo Loayza y considerando una de las encuestas realizada a los pacientes como resultado podemos afirmar:

- a) No hay una política de estado para canalizar la obtención de una prótesis porque los pacientes que sufren esta discapacidad son de bajos recursos económicos pues considero que en los hospitales debe existir un consultorio para el tratamiento de esta discapacidad.
- b) El paciente muestra optimismo para adaptarse a una prótesis e integrarse al mercado laboral siempre y cuando sea una prótesis cómoda, liviana y económica.
- c) Existe el temor que las prótesis causen complicaciones en el muñón o zona amputada como una irritación o infección.

4.5 Técnicas e instrumentos de recolección de datos

Se midió los torques de las articulaciones en base a los ángulos de rotación de las articulaciones θ_1 y θ_2 en el robot de dos grados de libertad

El análisis de torques para el robot articulado (RR) se resume en:

$$r_1 = m_1gL_{C1}C\theta_1 + m_2g[L_1C\theta_1 + L_{C2}C(\theta_1 + \theta_2)]$$

$$r_2 = m_2gL_{C2}C(\theta_1 + \theta_2)$$

Para pesos anatómicos del brazo (ω_1), antebrazo +mano+ carga (ω_2) y longitudes anatómicas de los mismos para una persona estándar los torques varían solo en función de los ángulos de rotación en las articulaciones hombro (θ_1) y codo (θ_2).

Los datos recolectados están acotados a los alcances del brazo humano entre los intervalos $\theta_1 \in [-105^\circ, -90^\circ]$ y $\theta_2 \in [0, 180^\circ]$ para los otros parámetros valores constantes también cabe señalar que existe un conjunto de valores de ángulos que originan pares negativos no aceptables a nuestro propósito porque estos torques pueden afectar la estructura mecánica.

4.6 Análisis y procesamiento de datos

Los resultados obtenidos del modelo matemático fueron interpretados de acuerdo al comportamiento humano para levantar una carga con la mano, razón por la cual se encontró similitud a la posición de un pesista para levantar una carga.

Los ángulos de las articulaciones se encuentran limitados al comportamiento fisiológico del brazo, otros valores solo causarían torque negativo o una configuración no posible por el brazo en conjunto por ejemplo el hombro y codo no pueden girar 360° .

Se elaboró una encuesta anónima para obtener información sobre las expectativas de las personas amputadas que esperan conseguir con una prótesis ortopédica. Esta cartilla de preguntas está elaborada con algunos datos como: edad, el sexo y respuestas sobre la expectativa que espera recibir al implante de una prótesis. Esto ayuda a la clasificación cualitativa y cuantitativa de las opiniones de un grupo específico. Los datos solicitados son anónimos y servirán para una investigación estadística.

Cuadro 5. Cartilla de preguntas para encuesta a personas amputadas.
(Hospital Arzobispo Loayza).

	Sexo	Masculino	Edad	55 años
Causa de amputación: Caída del 6° piso, realizando trabajos de albañilería.				
Responda con una "X" según corresponda				
1	¿Cuánto tiempo lleva solicitando una prótesis?	10 años		
2	¿Sabe cómo elegir una prótesis adecuada para su caso?	Si		No x
3	¿Tiene la economía necesaria para solventar una prótesis?	Si		No x
4	¿Tiene alguna expectativa de conseguir un brazo ortopédico?	Si	x	No
	¿Por qué? : El médico me explico el procedimiento			
5	¿Cree que le será difícil adaptarse al uso de la prótesis?	Si		No x
	¿Por qué? : Tengo algunas pautas principales, me orientaron			
6	¿Se sentirá más cómodo "estéticamente" con la prótesis?	Si	x	No
	¿Por qué? : solo para el uso de formalidades			
7	¿Cree que tendrá alguna dificultad en sus actividades con la prótesis?	Si		No x
	¿Por qué? : Siempre que la prótesis no sea pesada			
8	¿Considera posible realizar actividad física con la prótesis?	Si		No x
	¿Por qué? : porque también me lesione el pie			
9	¿Sabe cómo mantener una buena higiene con la prótesis?	Si		No x
10	¿Sabe que debe hacer para estar listo para una prótesis?	Si	x	No
11	¿Tiene conocimiento de cómo manejar la prótesis?	Si		No x
	¿Quién lo orienta? : La doctora de rehabilitación			
12	¿Cree que pueda averiarse la prótesis?	Si	x	No
	¿Cuál cree que sería el motivo? : mal uso o por una caída			
13	¿Cree que la prótesis es flexible?	Si	x	No
14	¿Es marginado por los miembros de su familia?	Si		No x
15	¿Considera que tiene apoyo del estado?	Si		No x
16	¿Considera que podría haber alguna complicación al tener una prótesis?	Si	x	No
17	¿Tiene una idea de cuánto tiempo durará la prótesis?	Si		No x
18	¿Usted cree que se podrá adecuar la prótesis a su miembro superior?	Si	x	No

Fuente propia

Estadística sobre personas discapacitadas en el Perú

En el “Día Internacional de las Personas con Discapacidad” (2013), el Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), dio a conocer que en el Perú el 5,2% de la población (1 millón 575 mil personas) presenta algún tipo de discapacidad. De este total, el 52,1% son mujeres que equivale a 820 mil 731 personas y 47,9% son hombres (754 mil 671). Según INEI; las ciudades que tiene mayor población de discapacitado por amputación en el Perú son: Lima, Chiclayo, Arequipa, y un menor porcentaje en las regiones de la selva y la sierraperuana.

En el Perú las amputaciones a las extremidades superiores se realizan por las siguientes razones:

- Enfermedades no traumáticas... 75%.
- Accidentes traumáticos... 23%.
- Por defectos congénitos... 2%.

V. RESULTADOS

5.1 Resultados descriptivos.

El intervalo $\theta_1 \in [-105^\circ, -90^\circ]$ nos indica la mejor condición de trabajo del humero(brazo) este resultado se obtiene gracias al análisis del gesto articular del codo ,pero cabe señalar que θ_1 comienza en -90° varía de -5° hasta -105° y luego regresa a -90° para diferentes cambios discretos del ángulo θ_2 .

El intervalo $\theta_2 \in [0,180^\circ]$ comienza en 0° condición inicial y luego va aumentando de $+5^\circ$ el ángulo hasta 180° , algunos valores de ángulos arrojan resultados no consistentes a las condiciones de trabajo del brazo ortopédico.

Se realizó el diseño y una pre-implementación del brazo ortopédico flexible obteniéndose una copia personalizada de una mano en 3D del paciente en forma física, de igual manera se puede obtener el resto de la estructura es decir brazo y antebrazo dependiendo de cada caso de amputación.

Se trabajó con circuitos electrónicos (sensor muscular V3) para la captación de la señal biológica obteniéndose buenos resultados para las tareas de abre - cierre de la mano. La señal biológica que se utilizó corresponde al musculo bíceps, pero se puede obtener señales de otros músculos como los pectorales o músculos de la vista. Se utilizó servomotores TowerPro MG995 de buen torque 10Kgf.cm de eje metálico y accesorios que se encuentran en el mercado nacional.

5.2 Resultados inferenciales.

La construcción del prototipo es consistente para valores longitudinales del hombro – brazo – mano de una persona estándar y para ángulos (θ_1, θ_2) que tienen un cierto rango de acuerdo a la fisonomía humana para levantar el brazo ortopédico con carga incluida, luego mediante los resultados del análisis físico - matemático se sustenta la construcción del prototipo.

Los resultados obtenidos de las muestras cumplen para todos los ángulos de los intervalos $\theta_1 \in [-105^\circ, -90^\circ]$ y $\theta_2 \in [0,180^\circ]$ siempre y cuando las dimensiones de los elementos (eslabones) se mantengan constantes. La fisionomía humana del brazo restringe el trabajo de ángulos para valores fuera de los intervalos presentados.

5.3 Resultados no estadísticos.

Se puede trabajar con gran cantidad de muestras de ángulos en los intervalos, pero se reemplazaron los valores adecuados que son suficientes para demostrar el comportamiento dinámico del brazo ortopédico mediante criterios de robótica.

Costo de la implementación del prototipo

El proyecto demanda una inversión aproximada de s/. 5000.00 nuevos soles para una la construcción de prototipos en serie.

Los costos de producción pueden ser aún más baratos, si el precio de las impresoras 3D y los componentes electrónicos disminuyen con el tiempo.

Cuadro 6. Presupuesto del brazo ortopédico flexible

Material	Precio unitario (S/)	Cantidad	Costo total (s/)
Diseño 3D (Brazo de brazo ortopédico)	2000	01	2000
Socket de acoplo	1000	01	1000
Servomotores TowerPro MG995	50	06	300
Tarjetas ARDUINO	60	05	300
Circuitos sensores	50	06	300
Circuitos electrónicos	100	03	300
Servomecanismos	50	04	200
Baterías de Litio 3000mA/h	100	04	400
Materiales e insumos			200
			S/. 5000.00

Fuente propia.

VI. DISCUSION DE RESULTADOS.

6.1. Contrastación y demostración de la hipótesis.

Se encontró una relación coherente entre los principios de robótica para un brazo articulado (RR) con el gesto articular hombro – codo y se consideró antebrazo y mano un solo elemento del robot (eslabón).

Para condiciones iniciales de los movimientos del brazo ortopédico.

$${}^0_2A = \begin{bmatrix} C(\theta_1 + \theta_2) & -S(\theta_1 + \theta_2) & 0 & L_{c2}C(\theta_1 + \theta_2) & L_1C\theta_1 \\ S(\theta_1 + \theta_2) & C(\theta_1 + \theta_2) & 0 & L_{c2}S(\theta_1 + \theta_2) + L_1S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Posición inicial del brazo ortopédico:

$$\theta_1 = -90^\circ$$

$$\theta_2 = 0^\circ$$

Podemos observar el vector posición inicial es:

$$(x, y, z) = (0, -L_1 - L_{c2}, 0)$$

$${}^0_2A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & -L_1 - L_{c2} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

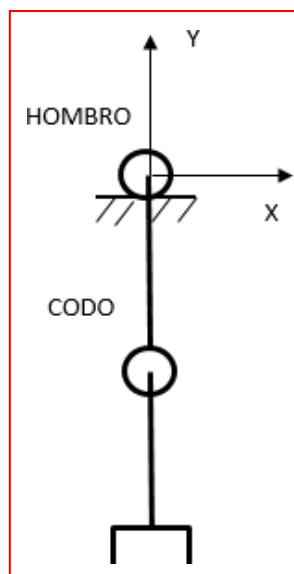


Figura 6.1 Posición inicial del brazo ortopédico

Fuente propia

Se realizó una evaluación del brazo, reemplazando diferentes ángulos en la matriz resultante del robot para obtener el comportamiento dinámico del brazo y se observó características propias de un pesista cuando levanta cargas incluso condiciones no adecuadas (torque negativo).

Resultado de la matriz del robot (RR) depende de los ángulos rotación θ_1, θ_2 , de la longitud del brazo L_1 y de la longitud del CM del (antebrazo +mano) L_{c2} .

Los datos originan torque positivos y negativos, es importante los valores de los parámetros del robot para obtener siempre torques positivos y aceptables para los servomotores que se colocan en las articulaciones.

6.2. Contrastación de los resultados.

Retomando los resultados de los torques obtenidos en el análisis del robot (RR)

$$r_1 = m_1 g L_{c1} C\theta_1 + m_2 g [L_1 C\theta_1 + L_{c2} C(\theta_1 + \theta_2)]$$

$$\omega_1 = \text{Peso del brazo ortopedico} = 2 \text{kgf.}$$

$$\omega_2 = \text{Peso del antebrazo}(1.5 \text{kgf}) + \text{peso de la mano}(.25 \text{kgf}) \\ + \text{peso de la carga}(0.5 \text{kgf}) = 1.75 \text{Kgf.}$$

$$L_1 = \text{Longitud del antebrazo} = 25 \text{cm}$$

$$L_{c1} = \text{Longitud del CM del antebrazo} = 12.5 \text{cm}$$

$$L_{c2} = \text{Longitud del CM de la mano} = 16.167 \text{ cm}$$

Las articulaciones necesitan 02 servomotores uno para el hombro y para el codo, pero cabe señalar que la propuesta es un brazo ortopédico transhumeral es decir amputación arriba del codo, pero debajo del hombro lo cual permite colocar un socket en el muñón y no se necesita el servomotor1 porque el paciente conserva la articulación de hombro.

El torque 2 aplicado en la articulación del codo si necesita servomotor TowerPro MG995 10Kgf.cm y si no es suficiente se coloca dos servomotores en paralelo para un mejor arrastre sin considerar compensadores.

Reemplazando valores para obtener torque 1

$$r_1 = m_1 g L_{c1} C\theta_1 + m_2 g [L_1 C\theta_1 + L_{c2} C(\theta_1 + \theta_2)]$$

$r_1 = 68.75C\theta_1 + 28.292C(\theta_1 + \theta_2)$ se obtiene:

Cuadro 7. Torque en la articulación 1(hombro)

θ_1	θ_2	$r_1[Kgfxc\text{m}]$
-90°	0°	0
-90°	5°	2.466
-90°	10°	4.913
-90°	15°	7.323
-95°	20°	1.331
-95°	25°	3.684
-95°	30°	5.965
-95°	35°	8.154
-100°	40°	2.208
-100°	45°	4.290
-100°	50°	6.248
-100°	55°	8.067
-100°	60°	9.735
-105°	65°	3.879
-105°	70°	5.381
-105°	75°	6.708
-105°	80°	7.847
-105°	85°	8.792
-105°	90°	9.534
-105°	95°	10.068
-105°	100°	10.390
-105°	105°	10.498
-100°	110°	15.924
-100°	115°	15.390
-100°	120°	14.648
-100°	125°	13.703
-100°	130°	12.564
-100°	135°	11.237
-100°	140°	9.735
-100°	145°	8.067
-95°	150°	10.236
-95°	155°	8.154
-95°	160°	5.965
-95°	165°	3.684
-95°	170°	1.331
-95°	175°	-1.079
-95°	180°	-3.527
-95°	185°	-12.529

Fuente Propia

Reemplazando valores para obtener torque 2 se obtiene:

$$r_2 = m_2gL_{c2}C(\theta_1 + \theta_2) = w_2L_{c2}C(\theta_1 + \theta_2) = 28.292C(\theta_1 + \theta_2)$$

Cuadro 8. Torque en la articulación 2(codo)

θ_1	θ_2	$r_2[Kg\text{f}x\text{cm}]$
-90°	0°	0
-90°	5°	2.466
-90°	10°	4.913
-90°	15°	7.323
-95°	20°	7.323
-95°	25°	9.676
-95°	30°	11.957
-95°	35°	14.146
-100°	40°	14.146
-100°	45°	16.228
-100°	50°	18.186
-100°	55°	20.005
-100°	60°	21.673
-105°	65°	21.673
-105°	70°	23.175
-105°	75°	24.502
-105°	80°	25.641
-105°	85°	26.586
-105°	90°	27.328
-105°	95°	27.862
-105°	100°	28.184
-105°	105°	28.292
-100°	110°	27.862
-100°	115°	27.328
-100°	120°	26.586
-100°	125°	25.641
-100°	130°	24.502
-100°	135°	23.175
-100°	140°	21.673
-100°	145°	20.005
-95°	150°	16.228
-95°	155°	14.146
-95°	160°	11.957
-95°	165°	9.676
-95°	170°	7.323
-95°	175°	4.913
-95°	180°	2.465
-95°	185°	0

Fuente propia

En ambos cuadros se observó que los torques ante valores de θ_1 y θ_2 adecuados van en aumento hasta llegar a un torque máximo esto cuando el humero y cubito-radio forman aproximadamente 90° , pero después comienzan a descender los torques representando el trabajo de un pesista.

Se puede levantar más carga si se utiliza compensadores mediante resortes simulando al musculo bíceps, también se puede levantar mayor carga utilizando un arnés que se colocaría en forma de "x" tanto en la espalda como en el pecho y servirá de apoyo al socket como al brazo con la carga en la mano.

La impresión 3D del brazo ortopédico debe ser más liviano y resistente que un brazo humano real esto permite levantar mayor carga como un ejemplo de lo trabajado se tiene que la mano anatómica pesa aproximadamente 500 grf. mientras que la mano ortopédica sólida en 3D pesa 175 grf .

6.3 Responsabilidad ética.

La ética en la investigación es importante porque es la preocupación por la integridad y el bienestar de las personas a fin de asegurar su protección frente a las eventuales malas prácticas. Se respetó la participación voluntaria de los pacientes inicialmente algunos se animaron a la realización de pruebas con los circuitos electrónicos, pero después se fue perdiendo el interés porque son personas que dependen de ingreso diario y tiene que trabajar según sus posibilidades.

Las pocas encuestas que se realizaron para obtener información sobre el interés al brazo ortopédico se mantuvieron en el anonimato garantizando confidencialidad, existe muchos inconvenientes para realizar encuestas en los hospitales se requiere trámites administrativos.

Algunos pacientes se mantienen resignados a su discapacidad y muestran poco interés a las pruebas porque temen que estas sean invasivas a su organismo algunas organizaciones de discapacitados que trabajan en oficinas de las municipalidades deben canalizar el apoyo y convencimiento de las personas, pero poco se preocupan de los pacientes.

CONCLUSIONES

- 1) Se logró los objetivos propuestos como es el diseño y una pre-implementation del prototipo, con los trabajos realizados se pretende consolidar y mejorar las investigaciones realizadas para obtener un brazo ortopédico flexible.

El resultado del proyecto se puede contrastar con trabajos similares de índole estético, sin embargo, el valor agregado es que el brazo ortopédico realice tareas como levantar de 0.5Kgf de carga sin compensadores.

- 2) Una recuperación física se consigue con el implante de una prótesis anatómica que reemplace aun todavía en forma precaria al brazo amputado, prótesis que solo puede realizar limitados movimientos de los innumerables movimientos funcionales que nuestros brazos y manos.

La impresora 3D permite obtener modelos anatómicos personalizados.

- 3) Se logró determinar mediante el análisis del diseño físico - matemático de un brazo articulado (RR) una relación directa con el comportamiento del brazo humano. Además, se consideró como referencia las posiciones que asume un pesista para levantar un peso con el menor esfuerzo dependiendo mucho de los valores de los ángulos θ_1 y θ_2 articulares.

RECOMENDACIONES

- 1) Terminar con la implementación del prototipo, realizar pruebas con pacientes personalizando el socket poner los circuitos electrónicos a prueba para ir logrando una adaptación del paciente. Necesitamos dominar técnicas para la obtención de moldes anatómicos para el acople del órgano residual (muñón) con el socket.
- 2) La adquisición de una impresora 3D es indispensable para abaratar aún más los costos de producción, presentándose una buena ocasión para lograr una tendencia generalizada en reemplazar los brazos mecánicos actuales. El avance en computación e informática y la reducción de costos en materiales electrónicos están permitiendo que el desarrollo de prótesis para personas con amputaciones de extremidades sea un procedimiento técnico - comercial mucho más sencillo, por ende, se busca incorporar tecnología electrónica inmersa en el Área de la Biomédica.
- 3) Para lograr mayor flexibilidad en el brazo ortopédico tendríamos que realizar un análisis más exhaustivo es decir el diseño de un robot articulado (6R), pero debemos considerar que se perdería la posibilidad de levantar mayor carga en la mano dado que la articulación muñeca sería el gran inconveniente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Organización Mundial de la Salud (2017). Normas de ortoprotesica de la Organización Mundial de la Salud (OMS) Parte1 Ginebra - Suiza
<http://apps.who.int/iris/handle/10665/259508>
- [2] Revista.unam.mx, “Reseña histórica de las prótesis”, vol.6, n°1.
<http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm>
- [3] G. López M, grupo GIDETCI. UD. “Una aproximación a la epistemología de la Tecnología”, germanlop_5, Vol 01, pp.1-7,2014
comunidad.udistrital.edu.co/jruiz/files/2014/01/germalop.pdf
- [4] I. N. Díaz Lavana, “Diseño y Construcción de un Socket de miembro superior con suspensión ajustable” tesis de maestría, Ingeniería Mecatrónica, UNAM MéxicoDF2008.
<http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/2531/nietodiazlavana.pdf?sequence=1>
- [5] J. Cancio Arcila A. D. Cardona N.J. C. Giraldo., “Abordaje físico-matemático del gesto articular”, EFDeportes.com., vol.17 N°171, pp.1-17, agosto 2012. <https://www.efdeportes.com/efd171/abordaje-fisico-matematico-del-gesto-articular.htm>
- [6] R. Valencia Reyes, Fisiología del músculo 1 (video), UNAM,
<http://www.youtube.com/watch?v=kxpl7n2TKao>
- [7] R. Valencia Reyes, Fisiología del músculo 2 (video), UNAM,
<https://www.youtube.com/watch?v=fEWNhXoOH68>
- [8] Señales biológicas y potenciales señales bioeléctricas origen y captación (video) <https://slideplayer.es/slide/2261867/release/woothee>.
- [9] Muscle Sensor V3 Kit Sparkfun Número de parte: SEN-11776
www.agspecinfo.com/pdfs/s/sen11776.pdf
- [10] D. O. Mauleón, “La Bio-Medicina en 3D”, Orive_d_investigacion final, febrero 2015.
https://issuu.com/danielorivemauleon/docs/orive_d_investigaci__nfinal

“ALTERNATIVA TECNOLÓGICA DE UN BRAZO ORTOPÉDICO FLEXIBLE PARA EL IMPLANTE EN UN SER HUMANO”

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES	DIMENSIONES	INDICADORES	DISEÑO	POBLACIÓN MUESTRA
<p>General: ¿De qué manera la nueva alternativa tecnológica de un brazo ortopédico flexible como implante influye en la recuperación óptima del ser humano?</p> <p>Específicos 1.- ¿De qué manera influye el implante de un brazo ortopédico flexible en una persona desde el punto de vista físico?</p> <p>2. - ¿De qué manera influye el implante de un brazo ortopédico flexible en una persona desde el punto de vista emocional.</p>	<p>General: Implementar una nueva alternativa tecnológica de un brazo ortopédico flexible para el implante en un ser humano.</p> <p>Específicos 1. - Determinar la influencia que produce el implante de un brazo ortopédico flexible en una persona desde el punto de vista físico.</p> <p>2. - Determinar la influencia que produce el implante de un brazo ortopédico flexible en una persona desde el punto de vista emocional.</p>	<p>Principal: La nueva alternativa tecnológica de un brazo ortopédico flexible influye como implante en la recuperación óptima del ser humano</p> <p>Específicos 1. El implante de un brazo ortopédico flexible en una persona influye desde el punto de vista físico.</p> <p>2. El implante de un brazo ortopédico flexible en una persona influye desde el punto de vista emocional.</p>	<p>Variable Independiente Implementación del brazo ortopédico flexible como implante en el ser humano</p> <p>Variable Dependiente La recuperación óptima físico emocional del ser humano.</p>	<p>Llegar a personas con limitación física.</p> <p>a) Recuperación física significa sentirse completos b) Esperanza de recuperar sus movimientos básicos c) Recuperación de su autoestima</p>	<p>Protesis trashumeral</p> <p>a) Pacientes atendidos / mes b) Tiempo que demora el implante a un paciente. c) Pacientes sin posibilidad de adquirir una prótesis.</p>	<p>Método Investigación tecnológica. (aplicada)</p>	<p>-Realización de encuestas mediante una cartilla de preguntas para</p> <p>-Se obtendrá un recojo de información de manera fidedigna. -Se tendrá en cuenta evaluaciones socio-económicas de los pacientes</p>

SERVOMOTORES

Un servomotor (Servo) es un dispositivo similar a un motor de corriente continua, que tiene la capacidad de ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación y mantenerse estable en dicha posición.

Está conformado por un motor, una caja reductora y un circuito de control. Los servos se utilizan frecuentemente en sistemas de radio control y en robótica, pero su uso no está limitado a estos.

Servomotor TowerPro MG995 10Kgf.cm

Destaca por ser un servo económico, por su buen torque, engranajes metálicos y su gran robustez



Características técnicas:

- Peso: 55grs
- Dimensión: 40.7x19.7x42.9mm. aprox.
- Par de parada: 8.5kgf.cm(4.8V) ,10kgf.cm(6V)
- Velocidad de funcionamiento: 0.2s/60°(4.8V) , 0.16s/60°(6V)
- Tensión de funcionamiento: 4.8V a 7.2V.
- Diseño de cojinete de bolas doble estable y a prueba de golpes.
- Rango de temperatura:0°C-55°C

SERVOMOTOR SG90



Características técnicas:

- Peso: 14.7grs
- Dimensión: 23x12x32mm. aprox.
- Par de parada: 2.5kgf.cm
- Velocidad de funcionamiento: 0.1s/60°
- Tensión de funcionamiento: 4.8V a 6V.



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)
Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max, Input Offset Voltage
0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
1.0 nA max, Input Bias Current
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio ($G = 10$)

LOW NOISE

9 nV/ \sqrt{Hz} , @ 1 kHz, Input Voltage Noise
0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth ($G = 100$)
15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

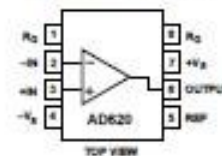
Weigh Scales
ECG and Medical Instrumentation
Transducer Interface
Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), CerDip (Q)
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ \sqrt{Hz} at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ \sqrt{Hz} input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one amp per channel.

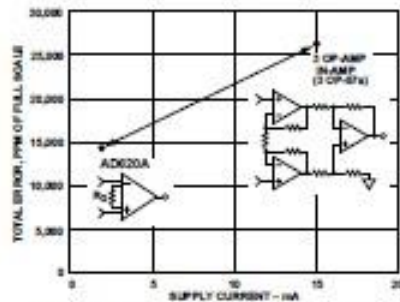


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

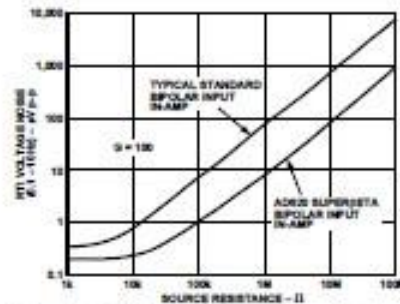


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999

AD620—SPECIFICATIONS

(Typical @ +25°C, $V_S = \pm 15$ V, and $R_L = 2$ k Ω , unless otherwise noted)

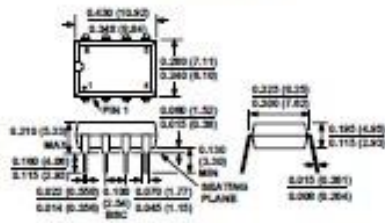
Model	Conditions	AD620A			AD620B			AD620B ¹			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN											
Gain Range	$G = 1 + (40.4/R_{22})$	1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Error ²	$V_{OUT} = \pm 10$ V										
G = 1			0.05	0.10		0.01	0.02		0.05	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity, G = 1–1000	$V_{OUT} = -10$ V to +10 V, $R_L = 10$ k Ω		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1–100	$R_L = 2$ k Ω		10	95		10	95		10	95	ppm
Gain vs. Temperature	G = 1 Gain > 1 ²		10			10			10		ppm/°C ppm/°C
				-50			-50			-50	
VOLTAGE OFFSET											
(Total RTI Error = $V_{OS} + V_{OS}/G$)											
Input Offset, V_{OS}	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		30	125		15	50		30	125	μ V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V			185			85			225	μ V
Average TC	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	μ V/°C
Output Offset, V_{OS}	$V_S = \pm 5$ V		400	1000		200	500		400	1000	μ V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V			1500			750			1500	μ V
Average TC	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V			2000			1000			2000	μ V
Offset Referred to the Input vs. Supply (FSR)	$V_S = \pm 2.3$ V to ± 18 V		5.0	15		2.5	7.0		5.0	15	μ V/°C
G = 1		80	100		80	100		80	100		dB
G = 10		95	120		100	120		95	120		dB
G = 100		110	140		120	140		110	140		dB
G = 1000		110	140		120	140		110	140		dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Over Temperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/°C
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Over Temperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		pA/°C
INPUT											
Input Impedance: Differential			10 ¹²			10 ¹²			10 ¹²		G Ω /pF
Common-Mode			10 ¹²			10 ¹²			10 ¹²		G Ω /pF
Input Voltage Range ³	$V_S = \pm 2.3$ V to ± 5 V	$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.2$		$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.2$		$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.2$		V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 18 V	$-V_S + 2.1$	$+V_S - 1.3$		$-V_S + 2.1$	$+V_S - 1.3$		$-V_S + 2.1$	$+V_S - 1.3$		V
Over Temperature		$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.4$		V
Over Temperature		$-V_S + 2.1$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 2.1$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 2.3$	$+V_S - 1.4$		V
Common-Mode Rejection Ratio DC to 60 Hz with 1 k Ω Source Imbalance	$V_{CM} = 0$ V to ± 10 V										dB
G = 1		73	90		80	90		73	90		dB
G = 10		93	110		100	110		93	110		dB
G = 100		110	130		120	130		110	130		dB
G = 1000		110	130		120	130		110	130		dB
OUTPUT											
Output Swing	$R_L = 10$ k Ω , $V_S = \pm 2.3$ V to ± 5 V	$-V_S + 1.1$	$+V_S - 1.2$		$-V_S + 1.1$	$+V_S - 1.2$		$-V_S + 1.1$	$+V_S - 1.2$		V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 18 V	$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.3$		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.3$		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.3$		V
Over Temperature		$-V_S + 1.2$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 1.2$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 1.2$	$+V_S - 1.4$		V
Over Temperature		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.5$		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.5$		$-V_S + 2.3$	$+V_S - 1.5$		V
Short Circuit Current			± 18			± 18			± 18		mA

AD620

OUTLINE DIMENSIONS

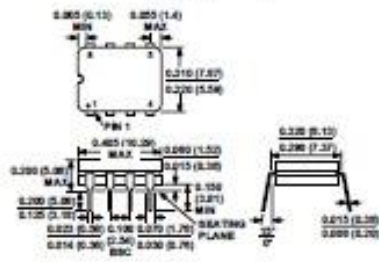
Dimensions shown in inches and (mm).

Plastic DIP (N-8) Package

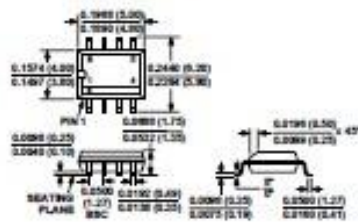


C1036-0-722

Cerdip (Q-8) Package



SOIC (SO-8) Package



PRINTED IN U.S.A.