UNIVERSIDAD DE PIURA

REPOSITORIO INSTITUCIONAL PIRHUA

DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y CONTROL DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES SUPERIORES

Frank Galán-Cutipa

Piura, mayo de 2017

FACULTAD DE INGENIERÍA

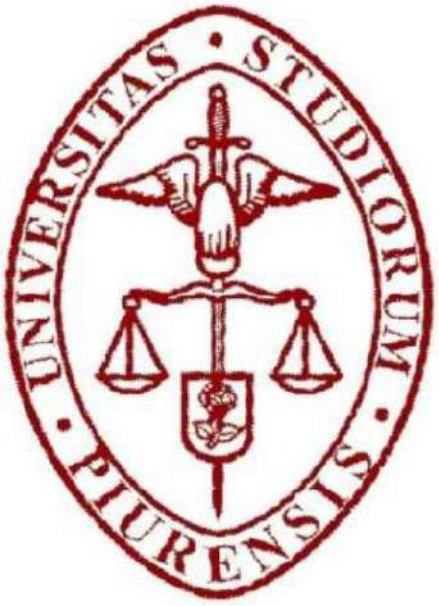
Máster en Ingeniería Mecánico-Eléctrica con Mención en Automática y Optimización

Galán, F. (2017). *Diseño, implementación y control de un exoesqueleto para rehabilitación de extremidades superiores* (Tesis de Máster en Ingeniería Mecánico-Eléctrica con Mención en Automática y Optimización). Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería. Piura, Perú.

Esta obra está bajo una licencia
Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivadas 2.5 Perú

Repositorio institucional PIRHUA – Universidad de Piura

UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERIA



"DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y CONTROL DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACION DE EXTREMIDADES SUPERIORES"

Tesis para optar el Grado de Máster en
Ingeniería Mecánico – Eléctrica con mención en Automática y Optimización

Frank Williams Galán Cutipa

Asesor: Ing. Miguel Castro Sánchez
Co-Asesor: Dr. Carlos Ojeda Diaz

Piura, Mayo 2017

Dedicado a mis padres, mi novia, mis amigos,
Al Concytec y a las personas por las que puedo
Seguir adelante sin ustedes nada de esto sería posible

Prólogo

En el último censo realizado en el Perú las cifras de discapacidad se han incrementado, en muchos de los casos porque los pacientes no reciben la terapia adecuada, y en otros la distancia y lejanía impiden una posible rehabilitación.

Las terapias de rehabilitación actuales toman mucho tiempo debido a la poca frecuencia de los ejercicios, he allí la necesidad de una herramienta de bajo peso, que pueda simular los ejercicios de rehabilitación, y que pueda ser controlada por los terapeutas, con ello se puede aumentar la frecuencia de los ejercicios, pues en los primeros meses es donde el paciente puede recuperar hasta un 80% de su movilidad, se pretende además que la herramienta sea autónoma, y que utilice la tecnología que hoy por hoy predomina en país desarrollados como Japón, el cual está a la vanguardia en el tema de los exoesqueletos, y la rehabilitación, de esta manera contribuir con la innovación para el desarrollo peruano.

Resumen

El objetivo primordial de este trabajo, es diseñar un exoesqueleto para miembros superiores, con 6 grados de libertad dos pasivos y 4 controlables, así también utilizar un material comerciable y ligero, diseñar el control para el actuador e implementarlo en un módulo de prueba previamente instalado.

Primero se trata el tema de la discapacidad y sus posibles causas, seguidamente su impacto a nivel mundial y más importante la situación actual de la discapacidad en el Perú, luego la investigación se concentra en exoesqueletos que se han desarrollado para el miembro superior. El diseño del exoesqueleto para miembros superiores es el tema siguiente, en el cual mediante los parámetros de diseño se seleccionan el material y se proponen soluciones mecánicas a los movimientos y requerimientos, siguiendo con el dimensionamiento y validación mediante pruebas de resistencia con ayuda del software SolidWorks.
Como etapa final se desarrolla el control del actuador, para ello se identificó mediante la herramienta Matlab el modelo con el que posteriormente, se calculan los parámetros del controlador. Como etapa final para que el sistema de control funcionara en todo el rango de operación, se introdujo un algoritmo basado en interpolación con el cual los parámetros del controlador ser modifican dependiendo de la señal de control, y de esta manera implementarlo en el módulo de pruebas y probar su funcionamiento, obteniendo resultados muy favorables.

Índice

Prologo……..v
Resumen……..vii
Índice……ix
Introducción……...1
Capítulo I 3
1.1 Discapacidad Motora 3
1.1.1 Causas de la discapacidad motora 4
1.1.2 Clasificación 5
1.1.3 Discapacidad en el Mundo 20
1.1.4 Discapacidad en el Perú 23
1.1.5 Rehabilitación en Perú 27
1.2 Planteamiento del problema 30
1.3 Exoesqueletos 30
1.4 Exoesqueletos desarrollados para miembro superior 31
1.4.1 Exosqueleto con 7 grados de libertad 31
1.4.2 Exoesqueleto con 5 grados de libertad 32
1.4.3 Exoesqueleto de rehabilitación espejo 33
Capítulo II 35
2.1 Biomecánica 35
2.2 Biomecánica del ser humano 35
2.3 Topografía general del miembro superior 36
2.3.1 Hombro 37
2.3.2 Brazo 40
2.3.3 Codo 41
2.3.4 Antebrazo 42

2.3.5 Carpo 43
2.3.6 Mano 44
2.4 Biomecánica del Hombro 44
2.4.1 Flexo extensión 45
2.4.2 Aducción 45
2.4.3 Abducción 46
2.4.4 Flexoextensión Horizontal 46
2.5 Biomecánica del Codo 48
Capítulo III 51
3.1 Diseño Mecánico 51
3.1.1 Modelos descriptivos del diseño 53
3.1.2 Modelos Prescriptivos 54
3.2 Diseño del exoesqueleto 54
3.3 Síntesis 54
3.3.1 Parámetros del diseño del Exoesqueleto 55
3.3.2 Diseño de las estructuras del exoesqueleto 57
3.4 Análisis Mecánico 64
3.4.1 Esfuerzo y resistencia. 64
3.4.2 Evaluación Estática 65
3.4.3 Sistema del antebrazo 66
3.4.4 Análisis estático del antebrazo 66
3.5 Sistema del brazo 68
3.6 Análisis estático del brazo 68
3.7 Análisis Dinámico 71
3.8 Método de Euler Lagrange. 71
3.8.1 Energía Potencial 71
3.8.2 Energía cinética 71
3.9 Modelo dinámico Euler Lagrange 72
3.10 Diseño de detalle 80
3.10.1 Análisis del perfil utilizado en las barras telescópicas. 81
3.10.2 Selección del diámetro de polea de hombro y codo. 83
3.10.3 Análisis de esfuerzos mediante software 84
3.10.4 Análisis de las barras telescópicas 85
3.10.5 Análisis de esfuerzos de las poleas 93
3.10.6 Análisis de esfuerzo de los ejes principales 96
3.10.7 Análisis del soporte de la espalda 101
Capítulo IV 105

4.1 Sistema de control 105
4.2 Estrategias de control 106
4.2.1 Lazo Abierto 106
4.2.2 Lazo Cerrado 106
4.3 Sistemas de control clásico. 107
4.3.1 Control en cascada 111
4.4 Sistemas de control modernos 112
4.5 Diseño de control del Músculo artificial 112
4.5.1 Módulo de Pruebas 112
4.5.2 Estrategia de control del músculo artificial 113
4.5.3 Control de la Válvula reguladora 114
4.5.4 Implementación del control de la válvula 128
4.5.5 Control del músculo artificial 131
4.5.6 Implementación del control del músculo artificial 137
Conclusiones 139
Referencias 141
Anexo A 147
Anexo B 151

Introducción

En la actualidad la tecnología ha apoyado en gran parte el progreso del hombre en casi todos los campos de su vida, con el paso del tiempo los trabajos médicos se han visto muy beneficiados debido a la tendencia de impulsar el desarrollo de herramientas, facilitando el trabajo de los médicos y ayudando a la rehabilitación de los pacientes.

Pacientes que han sufrido un accidente cerebro-vascular, que en muchos casos conlleva a una parálisis motora tal como paraplejia o hemiplejia, necesitan rehabilitación temprana, pues es un factor muy importante para poder recuperar hasta un 80% sus capacidades motoras; haciendo que el hemisferio no dañado del cerebro cree nuevas conexiones nerviosas para realizar las funciones que tenía el hemisferio dañado por medio de movimientos repetitivos. Esta recuperación es lenta debido a que el paciente primero deberá ganar fuerza en sus extremidades, para luego ganar resistencia y así poder restablecer su movimiento.

Estas terapias de rehabilitación, que consisten básicamente en movimientos repetitivos tienen en la tecnología un gran apoyo como lo son los exoesqueletos, éstos son estructuras usadas como un traje o vestimenta que sirven de apoyo, asistiendo movimientos y aumentando la fuerza de las extremidades del ser humano, reduciendo así el esfuerzo del paciente y de esta manera la recuperación de sus facultades motoras será más sencilla. Los exoesqueletos son activos, es decir contienen actuadores que permiten la ejecución de funciones previamente definidas.

Cada exoesqueleto es específico para distintos tipos de parálisis, en su gran mayoría se concentran en las extremidades inferiores, sin embargo no existe un exoesqueleto específico para personas hemipléjicas quienes tienen grandes dificultades para recobrar el movimiento en sus brazos, por ello se plantea un diseño acondicionado a las necesidades de un paciente hemipléjico.

Capítulo I
Estado del arte

1.1 Discapacidad Motora

La mayoría de los autores definen la discapacidad motora como un trastorno de la capacidad motriz (alteración del aparato motor), de carácter transitorio o permanente, a consecuencia de una deficiente funcionalidad en el sistema muscular, óseo-articular y/o nervioso, impidiendo un ritmo evolutivo normal de dicho sistema. Estas deficiencias ocasionan la falta de control en la ejecución de los movimientos o bien la carencia de éstos. Se da en grados muy variables y puede implicar trastornos en la movilidad, en el desplazamiento, en el control postural, en la manipulación y en la coordinación de movimientos. [1]

Acompañada de una terapia de rehabilitación algunas discapacidades motrices pueden ser superadas y regresar a la anhelada autonomía a quienes la padecieron, esto dependerá de la zona afectada, pues el movimiento es la consecuencia del impulso que viaja desde nuestro cerebro, a través del sistema nervioso, recorriendo lo que se denominará como pirámide del movimiento.

La alteración del aparato motor dificulta o imposibilita el desarrollo de capacidades fundamentales, propias de la vida cotidiana, como estar de pie, caminar, desplazarse, tomar y manipular objetos con las manos, hablar, hacer gestos, entre otras acciones que requieren movimiento y control de la postura corporal. [2]

Las alteraciones son causadas por un funcionamiento deficiente del sistema nervioso, del sistema muscular y de los sistemas óseo– articulatorio o de una interrelación de los tres sistemas, lo cual dificulta o imposibilita la movilidad funcional de algunas de las partes del cuerpo. La discapacidad motriz puede ser de tipo transitoria o permanente, se da en grados variables y, en algunos casos, puede presentar otros trastornos asociados.

1.1.1 Causas de la discapacidad motora

En el movimiento del cuerpo humano intervienen los huesos y las articulaciones que dan soporte a nuestro cuerpo y permiten que algunas partes giren o se extiendan, mientras otras quedan fijas, tal es el caso del hombro, que permite que el brazo suba, baje o rote. También intervienen los músculos, ellos son el motor del movimiento al contraerse y relajarse, tal como sucede cuando se cierra o abre la mano para agarrar o soltar un objeto. Finalmente, el sistema nervioso central interviene dando las órdenes a través de breves impulsos eléctricos para que los músculos realicen una acción, por lo que, cuando éste muestra alteraciones para la realización de movimientos voluntarios, ya sean éstos generales o específicos, la actividad física de una persona se encontrará limitada. La discapacidad motriz y las alteraciones que desencadena pueden organizarse en dos grandes grupos, según sus características y las causas que las originan:

a) Trastornos motores
Los trastornos motores son aquellas alteraciones que provocan en el individuo dificultades para realizar total o parcialmente movimientos como caminar, correr, jugar o escribir debido a un mal funcionamiento del sistema óseo, articular y/o muscular.

b) Trastornos neuromotores
Los trastornos neuromotores son alteraciones causadas por daño en el sistema nervioso central (una o varias lesiones que ocurren antes o después del nacimiento en diferentes zonas del encéfalo y de la médula espinal) antes de que éste concluya su desarrollo y se caracteriza principalmente por la inhabilidad de controlar completamente las funciones del sistema motor (puede incluir espasmos o rigidez en los músculos, movimientos involuntario, y/o trastornos de postura o movilidad del cuerpo). [3]

En este último grupo puede haber alteraciones como retraso motor, deformidad física, problemas de tipo perceptual, problemas auditivos, así como alteraciones en el desarrollo social y emocional. [4]

Estos trastornos pueden deberse a diferentes factores como: alteraciones durante el proceso de gestación, factores hereditarios (trasmitidos de padres a hijos) o factores adquiridos en la etapa post-natal. Su detección es una tarea interdisciplinaria a través de un diagnóstico temprano realizado por diferentes especialistas como el neurólogo, el médico fisiatra y el pediatra, quienes deliberan y conciertan acciones oportunas que favorecen el desarrollo de la niña o el niño con discapacidad motriz. [5]

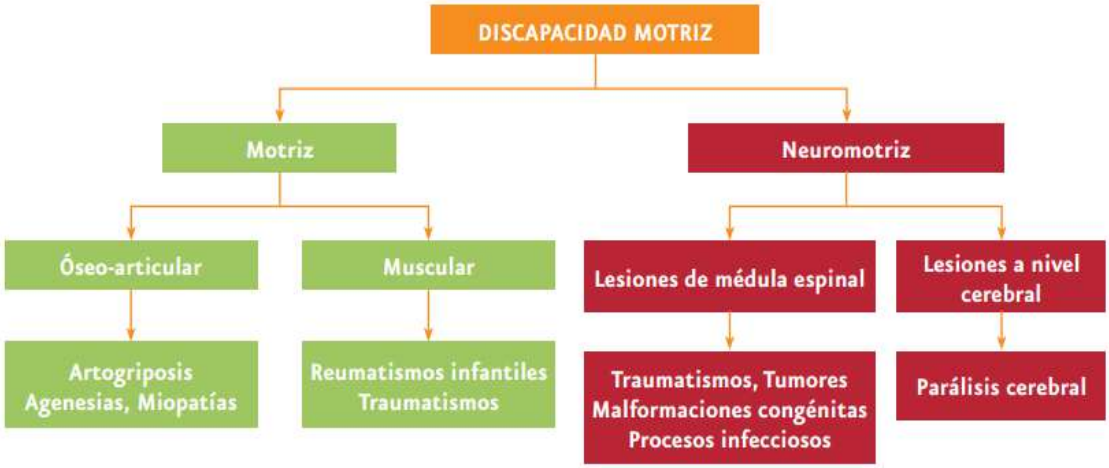


Fig. 1 Árbol de causas de deficiencia Motriz
Fuente: Educación pertinente e inclusiva. La discapacidad en Educación Indígena México 2012 [6]

1.1.2 Clasificación

Se puede clasificar la discapacidad motriz según las áreas por las cuales recorre el impulso enviado por el cerebro para producir el movimiento, las zonas que pueden presentar alteraciones traumas o déficits congénitos que dañan de manera inequívoca las funciones motrices.

1.1.2.1 Lesiones a Nivel cerebral

El cerebro, aquella matriz compleja que dirige nuestro cuerpo desde el interior de nuestra cabeza es también susceptible a desórdenes que conllevan a un sinnúmero de trastornos que pueden ser congénitos o provocados accidentalmente, que sin duda dejan huella en las personas afectadas, en este caso específico orillan a una discapacidad motora, por ello en este apartado se encuentran casos principales como son:

1.1.2.1.1 Parálisis cerebral

La parálisis cerebral es un desorden que lleva mucho tiempo sin ser bien definido, también denominada encefalopatía estática, que causa desórdenes de postura y movimiento, cuya incidencia es de 1.5 a 2.5 por mil personas nacidas en E.E.U.U., de los cuales los recién nacidos prematuramente tienen un alto riesgo de sufrir este mal [7].

Estudios en Arabia Saudita encontraron una incidencia de 410 por 100000 nacidos vivos con parálisis cerebral (2006), así como también otro estudio en Noruega reportó una prevalencia de 205 por cada 100000, datos tomados en 1998, Se ha encontrado que la prevalencia de la parálisis cerebral decrece con el aumento de la edad de gestación, 14.6% de 22 a 27 semanas, 6.2% de 28 a 31 semanas y un 0.7% de 32 a 36 semanas. [8]

Para otros especialistas, la parálisis cerebral se debe a ciertos desórdenes neurológicos ocurridos como resultado de un daño en partes del cerebro o como el resultado de problemas de desarrollo dentro del útero, asociándolo con retraso mental, espasticidad motora o problemas sensoriales, otras causas que influyen directamente son el poco peso (2500g) o muy poco peso (1500g) con que nacen algunos niños; las hemorragias

intracraneales, exposición de las madres a metales pesados como el mercurio; por último, agregar que el 20% de los casos de parálisis cerebral se deben a una hipoxia fetal intrauterina. [9]

Es interesante ver, mediante diferentes fuentes, que la misma enfermedad tiene causas muy variadas, una enfermedad que no es progresiva y que puede ser genética. [10]

La incidencia mundial es de 1.2 por 1000 nacidos vivos, que en los últimos años el riesgo se ha incrementado por los recién nacidos vivos con bajo peso.

Una descoordinación neuromuscular puede ocasionar parálisis cerebral, asociado a deformidades en general, lo cual trae como consecuencia irritabilidad diaria, sueño fragmentado con despertares nocturnos, la inhabilidad de compensar el desorden de respiración, combinado con la postura, hacen que la apnea obstructiva del sueño sea una condición especialmente peligrosa en este tipo de pacientes, quienes también tienen riesgo de padecer neumonía [11].

Al parecer aún no existe una única opinión sobre el origen de la parálisis cerebral, si bien todos coinciden en que se trata de un déficit motor principalmente, lo cierto es que aproximadamente un tercio de los afectados siguen sin saber el motivo por el cual tienen esta enfermedad, solo lo atribuyen a posibles problemas en la oxigenación cerebral durante su desarrollo, o infecciones cerebrales como meningitis o encefalitis [12]; se enfatiza el hecho que estos supuestos no dan luces a favor de encontrar una terapia adecuada para estos pacientes.

Sin embargo, se usará para la descripción una concepción dada por la Confederación ASPACE(Confederación Española de Asociaciones de Atención a las Personas con Parálisis Cerebral) en el año 2002 a través de los trabajos de una comisión técnica creada al efecto :"*La parálisis Cerebral (PC) es un trastorno global de la persona consistente en un desorden permanente y no inmutable del tono muscular, la postura y el movimiento, debido a una lesión no progresiva en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos. Esta lesión puede generar la alteración de otras funciones superiores e interferir en el desarrollo del Sistema Nervioso Central."* [13]

De este modo, los cuadros de Parálisis Cerebral (PC) se describen como el conjunto de consecuencias derivadas de un trastorno global de la persona consistente en un desorden permanente. Debido a la irreversibilidad de las lesiones neurológicas, el desorden es permanente, pero no es inmutable, ya que las características del mismo podrán cambiar evolutiva o involutivamente, aun cuando la lesión no sea progresiva, no aumenta ni disminuye y tampoco constituye un trastorno de tipo degenerativo.

Es muy importante recordar que la palabra parálisis cerebral no describe las habilidades funcionales de una persona, dos individuos con parálisis cerebral pueden tener diferentes niveles de independencia. Tradicionalmente la parálisis cerebral se clasificó de acuerdo al tono muscular, de las partes del cuerpo afectado, sin embargo hay en la actualidad una clasificación de acuerdo a las habilidades que posee el paciente. [14]

Una consecuencia no poco importante de una parálisis cerebral, es que el paciente puede presentar movimientos involuntarios así como también reducción de la masa muscular, lo cual inequívocamente afectaría en gran medida a la comunicación impidiendo la correcta gesticulación. [15] Las causas para producir un cuadro de PC se pueden clasificar en factores prenatales (durante la gestación), perinatales (se producen entorno al nacimiento) y postnatales (se producen después del nacimiento), las cuales representan el 85 % de las causas de parálisis cerebral congénita y las postnatales el 15% de las parálisis cerebrales adquiridas. [16]

Prenatales:

- Hemorragia materna.
- Hipertiroidismo materno.
- Fiebre materna.
- Corioamnionitis. (Infección de las membranas placentarias y del líquido amniótico que rodea el feto dentro del útero).
- Infarto placentario. (Degeneración y muerte parcial del tejido placentario).
- Infección por sífilis, toxoplasma, rubiola, citomegalovirus, herpes, hepatitis, o por el virus de la inmunodeficiencia adquirida (VIH).
- Gemelaridad.
- Exposición a toxinas o drogas.
- Infartos cerebrales por oclusión de vasos arteriales o venosos.
- Disgenesias o malformaciones cerebrales,
- Factores genéticos

Perinatales

- Prematuridad. (Cuando la edad gestacional es inferior a 37 semanas).
- Asfixia perinatal por una alteración en la oxigenación cerebral. (Con subsiguiente encefalopatía hipoxicoisquémica, es una causa frecuente de PC tanto en recién nacidos pre término como en nacidos a término).
- Hiperbilirrubinemia (por aumento de la cifra de bilirrubina en sangre, que da origen a ictericia en la piel).
- Infecciones perinatales.

Postnatales

- Traumatismos craneales.
- Meningitis o procesos inflamatorios de las meninges.
- Encefalitis. (Procesos inflamatorios agudos del Sistema Nervioso Central).
- Hemorragia intracraneal.
- Infarto o muerte parcial del tejido cerebral.
- Hidrocefalia. (Por aumento del líquido cefalorraquídeo intracraneal y presión aumentada en algún momento de su evolución).
- Neoplasias o tumores intracraneales.

También se podría clasificar de acuerdo a la focalización de la parálisis, llamada parálisis cerebral espástica, que es en estos últimos años es el desorden más común ocasionado por la PC, constituye de 70 a 80% de la totalidad de los casos, los músculos se vuelven rígidos y contraídos, de acuerdo a esta clasificación adquiere un nombre determinado para áreas específicas del cuerpo, se distinguen dos por cada zona dependiendo si la parálisis es completa "-plegia" o variable "-paresia", como lo son la tetraplejia o tetraparesia (miembros superiores e inferiores), disparesia, diplegia o paraplegia (miembros inferiores), hemiplegia o hemiparesia (miembro de uno u otro lado del cuerpo), monoplegia o monoparesia (un solo miembro sea inferior o superior). [17]

Cada una de las parálisis mencionadas conlleva una terapia especializada, de la cual se hablará y detallará más adelante. Siguiendo con las clasificaciones podría darse una clasificación nosológica, la nosología es una disciplina médica que tiene como objetivo realizar una descripción exhaustiva de las enfermedades para distinguirlas entre si y clasificarlas. En este caso concreto se distingue nosológicamente como una parálisis espástica cuya característica es el tono muscular aumentado (hipertonía), que es la dificultad para disociar movimientos de las diferentes partes del cuerpo.

También se habla nosológicamente de discinético o atetoide cuando se refieren a movimientos involuntarios acentuados en gesticulación facial y dificultades en la movilidad bucal. Se acentúa cuando se desea realizar movimientos voluntarios. El tipo atáxico cuando afecta la coordinación, precisión y equilibrio.

Por último una clasificación funcional, aquí se establece el nivel de grado de la parálisis existiendo una afectación ligera cuando se tiene cierta torpeza para realizar algunos movimientos, o en algunos puntos focalizados del cuerpo todo ello no impediría la posible autonomía de la persona, moviendo y manipulando objetos pequeños al menos con una extremidad; se habla de afectación moderada, cuando dos o más extremidades son comprometidas, dificultando así la movilidad autónoma que induce a la necesidad de superar muchos obstáculos para conseguir una mínima autonomía, requiriendo ayuda para quehaceres diarios y personales. Lo hablado anteriormente nos lleva al último grado de la clasificación funcional, se trata de la afectación grave, se da en personas con parálisis en las cuatro extremidades (tetraplegia), en esta situación no hay ninguna posibilidad motriz o de manipulación, así mismo puede traer consigo deformaciones del tronco o retracciones articulares con ausencia total del equilibrio, son personas dependientes en todas sus necesidades. [18].

1.1.2.1.2 Traumatismos Craneoencefálicos (TCE)

Los traumatismos craneoencefálicos conocidos como TCE son la principal causa de mortalidad morbilidad a largo plazo en todo el mundo y representa un importante problema socioeconómico y de salud. La TCE puede definirse como daño cerebral resultante del impacto directo en la cabeza, desde aceleración – deceleración rápida que causa distorsión del cerebro, o de objetos penetrantes. [19]

.La fisiopatología de TCE implica lesiones cerebrales primarias iniciales que ocurren en el momento del accidente y posterior lesión cerebral secundaria que resulta en aumento

de la presión intracraneal (PIC) y disminución de la profusión cerebral. La lesión cerebral secundaria se debe a las diversas cascadas bioquímicas que ocurren en el cerebro después del TCE. Cuadros sistémicos como hipoxia, hipertensión, fiebre y anemia pueden potenciar el proceso de lesión cerebral secundaria. El manejo actual basado en la evidencia del TCE incluye principalmente el monitoreo intensivo de parámetros fisiológicos tales como PCI y presión de perfusión cerebral (CPP), anticipación de cuadros secundarios, reconocimiento temprano y manejo apropiado. Sin embargo existe una conciencia creciente de que, aparte de las manifestaciones cerebrales, existen varias manifestaciones sistémicas de TCE que pueden actuar como factores pronósticos independientes. Las manifestaciones sistémicas ocurren en ausencia de cualquier daño específico de órgano coexistente o infección sistémica. La naturaleza y gravedad de las manifestaciones sistémicas de TCE dependen principalmente de la gravedad de la lesión cerebral. Una leve TCE provoca manifestaciones sistémicas tales como fatiga y mareos, mientras que el TCE severo puede afectar adversamente el funcionamiento de múltiples sistemas de órganos. Después del TCE severo, la disfunción endocrina y los desequilibrios electrolíticos son comunes, mientras que las manifestaciones renales y hepáticas son inusuales. [20]

Las TCE contribuye en la tercera parte de todas las muertes relacionadas con lesiones y afecta a 1.4 – 1.7 millones de americanos cada año. Caídas, lesiones, asaltos, accidentes automovilísticos y otras causas externas contribuyen a las lesiones por traumatismo craneoencefálico a pesar de ser un gran número de personas quienes terminan visitando el departamento de emergencia en los hospitales (alrededor del 80% de los casos reportados) y son evaluados, la mayoría solo reciben un tratamiento menor y son dados de alta, los que en su mayoría son casos de contusión leve. [21]

Referente a la contusión traumática leve (mTCE) conocida también como conmoción cerebral, sigue siendo un polémico diagnóstico porque el cerebro parece a primera instancia normal ante las radiografías y resonancias magnéticas, tecnología que no puede representar la lesión cerebral puesto que lesiones axonales traumáticas no son perceptibles para estas herramientas que constituye la principal lesión mTCE, además para el 15 o 30% de los diagnosticados con mTCE sobre la base de sistemas clínicos y cognitivos, es decir “la miserable memoria”, los síntomas cognitivos no se resuelven hasta después de los tres primeros meses después de la lesión, en cambio persisten, y en algunos casos conducen a la discapacidad a largo plazo. [22]

Una de las consecuencias de los traumas cerebrales es la epilepsia, de los cuales aproximadamente el 5% de los casos de TCE terminan en cuadros epilépticos. [23]

Además los pacientes con TCE grave son generalmente incapaces de mantener la permeabilidad de las vías respiratorias y pueden evidenciar disminución o ausencia de impulsión respiratoria, con incapacidad para proteger la vía aérea de la aspiración. [24]

Cerca del 25% de los casos de TCE están asociados con el abuso del alcohol, el alcoholismo puede, por si solo complicar la recuperación a largo plazo de TCE. La creciente evidencia ha llevado al estudio de que el consumo de alcohol en un grado

crónico altera la regulación neuroendocrina e inmunitaria, sin embargo no se ha podido encontrar su papel interactivo. [25]

Sin embargo a pesar de un mayor consenso acerca de la definición de mTCE y de la vigilancia rutinaria de los departamentos de urgencias Estadounidenses, sigue siendo difícil estimar con fiabilidad la incidencia de mTBI (lesión cerebral traumática leve) porque muchas personas con esta lesión no buscan atención médica o son tratados en ambientes ambulatorios que no están cubiertos por los programas de vigilancia actuales. Sin embargo los programas de cribado de TCE recientemente implementados en el ejército estadounidense y varias organizaciones deportivas han permitido identificar casos de mTCE, que de otro modo hubieran sido imposibles de encontrar, es así como Estados unidos pelea contra la falta de atención. [26] [27]

Lo que hasta la fecha no se sabe con exactitud es el número de personas que reciben una atención alternativa, como tratamientos en pequeñas clínicas o en algunos casos ningún tipo de atención. [28]

Los TCE deberían ser considerados en todos los niños después de un trauma, particularmente aquellos que se han tenido como causa una abrupta lesión, pérdida de conciencia, múltiples episodios de emesis, intubación traqueal y lesiones extra craneales; muchos niños con múltiples traumatismos tienen TCE, además cada vez más se reportan muertes asociadas con TCE. Los accidentes relacionados con vehículos (trauma contuso) es el mecanismo más común de TBI (lesión cerebral traumática) pero en niños de 4 años, del 30% al 50% de TCE son causados por caídas o infligidos. Del 10% al 15% de TBI son severos con una asociación abismante de mortalidad del 50%. La mortalidad por TCE es menor en niños que en adultos (10.4% contra 25%), pero ciertos factores predicen peores resultados aumentando la tasa de mortalidad considerablemente. [29]

Los neurocirujanos juegan un papel muy importante en el manejo de los TCE, sin embargo existen muchas controversias sobre sus terapias, especialmente la craniectomía descompresiva. Las pautas actuales para el tratamiento de los TCE severos recomiendan la craniectomía des compresiva como una terapia de rescate para la hipertensión intracraneal refractaria médica, pero hay poca evidencia de clase I que compara la craniectomía des compresiva con el manejo no quirúrgico para el tratamiento de los TCE en adultos. Se han escrito muchas revisiones discutiendo los datos relevantes a favor y en contra del uso de la craniectomía descompresiva para TCE, concluyendo que se necesitan ensayos controlados para resolver estas disputas. [30]

1.1.2.1.3 Tumores cerebrales

Un tumor cerebral es una masa de células innecesarias que crecen en el cerebro o en el conducto vertebral. Hay dos tipos básicos de tumores cerebrales: tumores cerebrales primarios y tumores cerebrales metastásicos. Los tumores cerebrales primarios comienzan en el cerebro y tienden a permanecer en el mismo. Los tumores cerebrales metastásicos comienzan como un cáncer en otra parte del organismo y se propagan hacia el cerebro. Cuando los médicos describen los tumores cerebrales, a menudo usan palabras como “benigno” o “maligno”. Esas descripciones se refieren al grado de malignidad o

agresividad de un tumor cerebral. No siempre es fácil clasificar un tumor cerebral como "benigno" o "maligno" ya que muchos factores además de las características patológicas contribuyen al resultado.

Los tumores en el cerebro pueden mostrar varios síntomas. Estos son algunos de los más comunes:

- Dolores de cabeza, generalmente por la mañana
- Náusea y vómitos
- Cambios en la capacidad para hablar, escuchar o ver
- Problemas de equilibrio o al caminar
- Problemas con el pensamiento o la memoria
- Debilidad o sentir muchas ganas de dormir
- Cambios en el estado de ánimo o conducta
- Convulsiones [31]

Las convulsiones están entre las presentaciones más comunes de los tumores cerebrales. Varios tipos de tumores pueden causar convulsiones en tasas variables; Los tumores neurogliales y los gliomas son los más comunes. Los tumores cerebrales son la segunda causa más frecuente de epilepsia focal intratable en la serie de cirugía de epilepsia, siendo de más alta frecuencia los tumores neuroepiteliales disembryoplásicos y los gangliogliomas. [32] [33].

El cuidado y el tratamiento de los pacientes con tumor cerebral son muy complejos y requiere un manejo más allá de lo que se requiere para el control del tumor. [34]

Algunas observaciones sugieren que, la delineación de los criterios de respuestas específicas por inmunoterapia de tumores cerebrales en adultos, es probablemente relevante para la población pediátrica, y además la validación basada en péptidos de tumores cerebrales pediátricos multicéntricos se justifica. [35]

El análisis de intensidad de fluorescencia es útil para distinguir una región tumoral, y un análisis de puntos brillantes es útil para distinguir entre el tumor infiltrante y las regiones normales. Estos métodos serán importantes para la resección exacta o la terapia fotodinámica de los tumores cerebrales. [36]

1.1.2.2 De la medula espinal

La médula espinal forma parte del sistema nervioso central. Es una estructura dedicada a elaborar y procesar información y también es un órgano de paso de la misma a través de las fibras que constituyen la sustancia blanca. Las afectaciones de la médula pueden ser múltiples; como las alteraciones de los movimientos del sujeto, como también afectaciones mixtas de la sustancia blanca y gris.

1.1.2.2.1 Poliomielitis anterior aguda

La poliomielitis deriva del virus polio, la polio es una infección viral aguda del tronco encefálico y la médula espinal que conduce a daño irreversible de las neuronas motoras y parálisis. Se establece inicialmente en el tracto gastrointestinal y se transmite de persona

a persona a través de contaminación fecal o por secreciones nasofaríngeas. [37] La enfermedad viral endémica de tipo salvaje ha sido erradicada en Norteamérica como resultado de la vacunación. [38]

La poliomielitis es causada por los poliovirus, enterovirus que usan a los seres humanos como sus únicos huéspedes naturales y reservorios. [37]

La poliomielitis era común en el mundo hasta principios de los años sesenta. Fue una vez una causa común de insuficiencia respiratoria. Afecta el tronco cerebral o el segmento cervical inferior lo cual provoca parálisis respiratoria. La enfermedad tiene tres etapas distintas: poliomielitis aguda, período de recuperación y discapacidad estable. La pleocitosis del líquido cefalorraquídeo y la presencia de un síndrome viral asociado son pistas importantes para realizar el diagnostico. [39]

A raíz de la viralidad de la poliomielitis, se produjo en E.E.U.U. una histeria nacional por el temor a esta enfermedad. En 1952, se registraran 52.000 casos de poliomielitis en los EE. UU., lo que trajo una respuesta nacional y apoyo a la Asociación de Parálisis Infantil de “March of Dimes” para la investigación y ensayos de vacunas de campo.

Basado en el desarrollo de métodos para aislar y cultivar el virus por John Enders y sus colegas, Jonas Salk desarrolló una vacuna inactivada en 1955 y Albert Sabin una vacuna viva atenuada en 1961. El ensayo de campo de Salk demostró la seguridad y eficacia de su vacuna en la prevención de la poliomielitis. [40]

Y a partir de ello la enfermedad aguda ya no es una amenaza para la mayoría de los países del mundo gracias al esfuerzo de erradicación mundial iniciado por la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 1988. El número de casos de poliomielitis en todo el mundo ha disminuido drásticamente de más de 350.000 a menos de 1.000 niños en tres países en 2003. Actualmente, las áreas epidémicas se limitan a cinco regiones de la India, Nigeria y Pakistán. [41]

En raras ocasiones, los pacientes con antecedentes remotos de poliomielitis desarrollan hipoventilación como componente del síndrome post polio. Estos pacientes suelen tener debilidad respiratoria residual causada por su ataque inicial con poliomielitis [39]

1.1.2.2.2 Espina Bífida

La espina bífida es el resultado de la no unión de las mitades derecha e izquierda de los arcos neurales Desafortunadamente, también puede implicar el tejido neural subyacente y, si es así, es una de las anomalías vertebrales más graves. Si no hay tejido neural involucrado en el defecto, se denomina espina bífida oculta, porque rara vez hay manifestaciones clínicas. Este tipo de anomalía ocurre más comúnmente en la región lumbosacra. De hecho, el hiato sacro puede considerarse una espina bífida fisiológica. La segunda ubicación más común es C1, en cuyo caso se llama agénesis del atlas. La espina bífida ocular puede encontrarse en casi el 10% de la población normal (Sadler, 2010). En estos casos, la separación entre las mitades del arco vertebral usualmente no es amplia,

está llena de tejido conectivo y está cubierta de piel. A veces se puede encontrar un mechón de pelo sobre el defecto, especialmente en la región lumbosacra.

Si el defecto del desarrollo involucra no sólo estructuras óseas sino también el tejido neural subyacente, se denomina espina bífida cística o manifestación. Estos representan una forma de defecto del tubo neural y pueden ocurrir en aproximadamente 1 por cada 1000 nacimientos (Sadler, 2010). [42]

Cada una de las primeras anomalías del sistema nervioso central asociadas con la espina bífida puede afectar directamente los resultados de comportamiento a nivel neural. Los trastornos del movimiento ocular son comunes. La habilidad de realizar movimientos visuales de mano y brazo a menudo se ve afectada, particularmente en niños con lesiones de médula espinal más altas (Fletcher et al., 2005). Estos son probablemente un resultado de una afección al mesencéfalo y tectum, así como el impacto en el cerebelo. [43]

Se puede encontrar como una posible clasificación: spina bifida occulta, que se refiere a la espina bífida que ocurre cuando la piel y los tejidos blandos cubren el defecto, y spina bifida abierta o exterior, se utiliza para describir aquellas lesiones donde el defecto se comunica con el exterior como un meningocele o un mielomeningocele. [44]

Espina bífida meningomielocele, es un trastorno importante del neurodesarrollo, causado por una lesión abierta en la médula espinal a través de la cual las meninges sobresalen en un saco lleno de líquido (Fletcher y Dennis, 2009; Mitchell et al., 2004). Suele asociarse con una malformación del cerebelo y del cerebro posterior (malformación de Chiari II), que a su vez causa hidrocefalia. [43]

Con una incidencia de 0,2-0,4 por cada 1000 nacidos vivos. Esto comúnmente afecta a la columna lumbosacra, y puede estar asociado con la malformación Arnold-Chiari del tronco encefálico. Cuanto mayor sea el nivel de afectación espinal, más probable es que afecte a los músculos de la respiración. La retención urinaria y el estreñimiento en estos pacientes pueden causar distensión abdominal significativa y empeorar un defecto pulmonar restrictivo empujando hacia arriba en el diafragma. [45]

Espina bífida mielomeningocele, se caracteriza por la herniación de las meninges y la médula espinal en el lugar del defecto. Los mielomeningoceles suelen ser lesiones "expuestas" en la espalda sin cobertura vertebral o dérmica, a menos que un lipoma cubra el defecto (es decir, un lipomielomeningocele) (Menkes, 1991). Los mielomeningoceles son aproximadamente cuatro veces más comunes que los meningoceles (Friede, 1989; Menkes, 1991). Estas lesiones ocurren con mayor frecuencia en la región lumbar o lumbosacro (en el 69% de los casos), lo que apoya el concepto de que el sitio de cierre final está en la región lumbar. [46]

Es recomendado para mujeres embarazadas tomar ácido fólico durante la gestación y reducir así el riesgo de tener un bebe con espina bífida.

1.1.2.2.3 Lesión Medular (SCI)

Las lesiones de la columna vertebral pueden tener un impacto devastador en un individuo y tener consecuencias de largo alcance para los futuros requisitos de salud y socioeconómicos. Es a la vez aguda y de condición a largo plazo que requiere no sólo el tratamiento inicial y la rehabilitación, sino también continuar la prestación de atención y apoyo a los afectados.

Las medidas preventivas pueden ayudar a reducir la carga de lesiones de la médula en la sociedad, y en algunos casos puede haber un papel para los procedimientos legislativos para disminuir la frecuencia y la gravedad de la enfermedad. [47]

Las lesiones de la médula espinal que requieren tratamiento hospitalario en niños menores de cinco años son raras (anualmente, alrededor de dos por cada 1 millón de niños) y son generalmente el resultado de caídas o accidentes de tráfico. La prevalencia de lesiones de la médula espinal durante la adolescencia también es baja. En cuando a la parálisis, pérdida de sensación y función, depende de donde está dañada la medula espinal, similar a la espina bífida. Una fractura alta en la médula espinal (columna cervical), más probable en niños pequeños, resulta en los brazos y las piernas afectadas, mientras que las fracturas más bajas en la espalda resultan en las piernas y el tronco que se ven afectados. Muchas personas con lesiones de la médula espinal usan sillas de ruedas para movilidad. El inicio de la pubertad no se ve afectado por tener una lesión de la médula espinal. Este diagnóstico es diferente de la parálisis cerebral y la espina bífida porque el niño ha experimentado un desarrollo típico. Se distingue de la distrofia muscular porque no es un trastorno que se deteriora. En comparación con los otros tres nombrados anteriormente, las personas con lesiones de la médula espinal tienen menos problemas adicionales pero pueden estar en riesgo de infecciones, descomposición de la piel y afecciones músculoesqueléticas secundarias tales como contracturas musculares, espasticidad y escoliosis. [48]

La lesión de la médula espinal es una complicación relativamente rara después de la cirugía cardiaca pediátrica y suele ocurrir después de la reparación de la coartación aórtica (0,4 a 1,5%). La lesión de la médula espinal intraoperatoria es a menudo mediada por lesión hipóxico- isquémica / reperfusión a los territorios de las cuencas hidrográficas, Cordón torácico. Donde el infarto transversal produce paraplejía postoperatoria. [49]

Por otro lado las infecciones urinarias son un potencial problema para las personas con lesiones a nivel de la medula, sin embargo las fluoroquinolonas son los agentes orales empíricos de elección en pacientes con infección de leve a moderada, aunque muchos uropatógenos, incluso en el contexto ambulatorio, son resistentes a esta clase de antibióticos, y los antibióticos parenterales pueden ser necesarios. [50]

1.1.2.3 Origen A nivel muscular

Los músculos lo ayudan a moverse y forman parte del funcionamiento del cuerpo. Los distintos tipos de músculos tienen funciones diferentes. Existen muchos problemas que pueden afectar a los músculos. Las enfermedades musculares pueden causar debilidad, dolor o inclusive parálisis.

Las distrofias musculares son enfermedades genéticamente determinadas que ocasionan debilidad muscular progresiva y se caracterizan por la presencia de rasgos distróficos en la biopsia muscular. Es importante realizar un diagnóstico genético de seguridad siempre que sea posible, debido a sus implicaciones en el manejo, prevención de complicaciones, consejo genético y posible aplicación de tratamientos. La aparición de las técnicas de secuenciación de nueva generación ha revolucionado el diagnóstico genético que, debido al creciente número de entidades descritas, usando los métodos tradicionales, es cada vez más difícil, lento y costoso. Las miopatías metabólicas son alteraciones en la utilización de la energía por el músculo esquelético. Sus manifestaciones pueden ser episódicas, apareciendo únicamente en momentos de alta demanda energética, o bien pueden dar lugar a una miopatía con debilidad fija y progresiva. Determinaciones bioquímicas en músculo, sangre y orina pueden ser de utilidad, pero el diagnóstico de seguridad es generalmente genético. [51]

1.1.2.3.1 Miopatías

La extrema diversidad de las lesiones del músculo estriado esquelético hace que a quien no esté especializado en el tema le resulte difícil apreciar el riesgo anestésico específico de cada una de ellas. Entre las miopatías hereditarias se distinguen las distrofias musculares (distrofias musculares progresivas de Duchenne y de Becker, y distrofia miotónica de Steinert), las miopatías congénitas (entre ellas, la miopatía de los núcleos centrales), las miopatías metabólicas (enfermedad de McArdle, déficit de carnitina-palmitoiltransferasa y miopatías mitocondriales) y las canalopatías (miotonías congénitas, parálisis hipo e hiperpotasémica). Las miopatías adquiridas son inflamatorias, tóxicas o endocrinas. [52]

1.1.2.3.2 Distrofia de Duchenne

La distrofia muscular de Duchenne es un trastorno neuromuscular hereditario devastador que afecta a uno de cada 3300 nacimientos de varones vivos. Aunque el gen responsable y su producto, la distrofina, se han caracterizado por más de 15 años, y se ha desarrollado un modelo de ratón (mdx), se sigue debatiendo la comprensión global del mecanismo que conduce de la ausencia de distrofina a la degeneración muscular. En primer lugar, la distrofina se considera un elemento estructural clave en la fibra muscular, y la función primaria del complejo de proteínas asociado a la distrofina es estabilizar la membrana plasmática, aunque todavía es posible un papel de señalización. El daño inducido mecánicamente a través de contracciones excéntricas pone un alto estrés en las membranas frágiles y provoca micro-lesiones que podrían eventualmente conducir a la pérdida de la homeostasis del calcio y la muerte celular. La regeneración alterada, la inflamación, la adaptación vascular deteriorada y la fibrosis son probablemente eventos posteriores que participan en la distrofia muscular y que probablemente varían mucho según las especies (es decir, los ratones mdx), dentro de las familias, haciendo hincapié en la importancia de los factores epigénicos. Debido a que no hay terapia etiológica disponible para la distrofia muscular de Duchenne, una mejor comprensión de los mecanismos primarios y descendentes podría resultar útil para producir nuevos

tratamientos adyuvantes. Todos los mecanismos fisiopatológicos se revisan junto con las perspectivas sobre la gestión. [53]

Las investigaciones sobre las bases moleculares de la distrofia muscular de Duchenne fueron muy facilitadas por estudios seminal en los años ochenta que identificaron el gen defectuoso y su principal producto proteico, la distrofina. [54]

Los pacientes con DMD viven más tiempo en la edad adulta de una variedad de factores. Estos incluyen la vacunación rutinaria contra la gripe y el neumococo, la terapia física agresiva y el uso temprano de antibióticos. La ventilación nocturna ha mejorado la oxigenación, ha disminuido la atelectasia y ha tenido un efecto mensurable sobre la reducción de la morbilidad y la mortalidad [55]. Algunos cambios en la práctica como el aumento de la cirugía espinal, el uso anterior y prolongado de corticosteroides también son probables contribuyentes al aumento de la supervivencia, pero actualmente no hay suficientes datos para evaluar sus efectos. El uso de corticosteroides ha incrementado sin duda el número de años de ambulación. Sin embargo, no se ha demostrado una correlación entre el caminar y la supervivencia. [56]

Se podría correlacionar que la supervivencia de los pacientes afectados por esta miopatía, se debe al tratamiento coordinado y atención multidisciplinaria.

Los enfoques experimentales para el tratamiento de la DMD se han ampliado considerablemente en la última década. Las terapias genéticas y celulares siguen estando a la vanguardia de esos enfoques, pero los métodos farmacológicos e híbridos han recibido considerable atención. [57]

Debido al incremento de las personas y las necesidades de pacientes adultos con DMD se desarrolló una clínica multidisciplinaria dedicada a estos pacientes. En el 2006 contaban con 23 pacientes con esta distrofia muscular entre los 18 y 38 años de edad con un promedio de 24 años. [58]

1.1.2.3.3 Distrofia de Becker

Mientras las mutaciones que conducen a la ausencia completa de proteína de distrofina causan necrosis de miofibras, acompañada de una serie compleja de eventos incluyendo fagocitosis, infiltración de células inflamatorias y disminución de las fibras musculares con fibrosis subsiguiente y reemplazo de grasa que conduce a la subsiguiente pérdida de ambulación y muerte prematura por respiratorio o corazón. La pérdida de distrofina hace que las miofibras sean susceptibles a las lesiones inducidas por el ejercicio, lo que desencadena una degeneración y regeneración continuas. [59]

Por el contrario, las mutaciones que conducen a la producción de proteína de distrofina menos defectuosa pero parcialmente funcional dan como resultado un fenotipo distrófico mucho más benigno en las personas afectadas. Estos pacientes eran conocidos como pacientes con distrofia muscular de Becker (BMD). [60]

Myotonia congenita tipo Becker es un trastorno autonómico recesivo de músculo esquelético no distrófico, causado por mutaciones en el gen CLCN1. La enfermedad se

caracteriza por rigidez muscular y una incapacidad del músculo para relajarse después de la contracción voluntaria.

A pesar de las grandes investigaciones que se han realizado no se ha encontrado una cura la cual es muy anhelada, aunque no hay cura para la BMD, varias estrategias incluyendo terapia génica, terapia celular y farmacoterapia se han probado recientemente en modelos animales se han desarrollado, sin embargo se requiere un mayor estudio del avance progresivo de la enfermedad. [61]

1.1.2.4 Origen a nivel Óseo-articular

Dentro de este grupo de enfermedades, también conocidas como reumatológicas se agrupan todas las patologías que involucran el deterioro y disfunción del sistema óseo y articular del cuerpo humano con la afección de sus estructuras internas y adyacentes como cartílago o tejidos blandos periarticulares.

Los trastornos osteoarticulares son una de las enfermedades más frecuentes en la actualidad. Día con día se ven y llegan nuevos casos a las clínicas y hospitales principalmente en personas mayores a los 50 años de sexo femenino.

Este grupo de enfermedades tiene una creciente frecuencia de casos y se estima que para el año 2015 será la mayor fuente de gastos en salud por encima de las enfermedades cardiovasculares y el cáncer.

Estos trastornos se caracterizan por dos síntomas típicos que son el dolor y la impotencia funcional de alguna parte del aparato locomotor, en especial, de las articulaciones. A pesar de que este grupo de patologías no sean causas directas de muerte, es muy importante y necesario que se les dé un buen espacio en las campañas de prevención y promoción de la salud, ya que son estas enfermedades las que más acarrean disfuncionalidad en la vida del paciente.

1.1.2.4.1 Reumatismo

Las enfermedades reumáticas son aquellas dolencias que afectan a las distintas estructuras del aparato locomotor y que no se producen como consecuencia de golpes o traumatismos. Los componentes del sistema músculo esquelético que se pueden lesionar en estas enfermedades incluyen los huesos, las articulaciones, los ligamentos, las bolsas sinoviales y los músculos, con sus tendones. La Reumatología es la especialidad médica que se ocupa del estudio de las enfermedades reumáticas; el reumatólogo es el médico cuyo entrenamiento y formación dirige su esfuerzo a la atención, diagnóstico y tratamiento de las enfermedades reumáticas.

El término “reúma”, muy extendido en nuestro lenguaje coloquial, se debe utilizar para hacer referencia a cualquier trastorno de nuestros huesos, articulaciones, tendones y ligamentos, que no sea debido a la lesión de los mismos por un golpe. En sí, pues, la palabra reúma no es ningún diagnóstico concreto, sino que engloba a un amplio abanico de posibilidades diagnósticas. En efecto, existen más de 100 enfermedades reumáticas

distintas. La artrosis, la gota, la artritis reumatoide, la osteoporosis y la fibromialgia son ejemplos bien conocidos de enfermedades reumáticas. Tampoco es cierta la creencia popular de que el reúma, o mejor dicho la enfermedad reumática, sea algo de mayores o ancianos. Hay enfermedades de este grupo que afectan a jóvenes e incluso a niños. [62]Como la fiebre reumática [63] , que es una enfermedad inflamatoria grave que se presenta como una sequela retardada a la infección faríngea con estreptococos del grupo A. La fiebre reumática es una causa comúnmente diagnosticada de cardiopatía adquirida en pacientes menores de 40 años de edad. Se desconoce el mecanismo por el cual las cepas de Streptococcus del grupo A inician la enfermedad. La infección puede incluir el corazón, las articulaciones, la piel, el sistema nervioso central y el tejido subcutáneo. En general, la incidencia de la fiebre reumática está disminuyendo. Sin embargo, la incidencia después de la faringitis exudativa en las epidemias es de aproximadamente el 3%. (La incidencia es mucho menor cuando la faringitis estreptocócica es menos grave.) [12]. Así también se nota que las enfermedades reumáticas afectan de manera desproporcionada a las mujeres y, en algunos pacientes, pueden ser lo suficientemente graves como para evitar la consideración del embarazo; Sin embargo, con los avances en terapias de reumatología y tecnologías reproductivas sofisticadas, un número creciente de pacientes con enfermedad reumática tienen la opción de perseguir el embarazo [64].

Uno de los principales órganos donde asientan las enfermedades reumáticas es la articulación. La articulación está formada por la unión de dos huesos y permite la movilidad del esqueleto. Las estructuras que permiten esta unión son la cápsula articular y los ligamentos. En la parte interior de la cápsula, las articulaciones pueden presentar la membrana sinovial que segrega un fluido, el líquido sinovial, que actúa como lubricante facilitando, por su viscosidad, el roce de los extremos óseos que se articulan. Otro componente muy importante de las articulaciones es el cartílago articular, que recubre las superficies óseas articulares y actúa a modo de almohadilla en los movimientos de desplazamiento entre las mismas. [65] .Las enfermedades reumatológicas a menudo son difíciles de diagnosticar y deben sostenerse en la diferencia del dolor en la articulación luego de un traumatismo o algún síndrome de sobreuso. [66].

1.1.2.4.2 Escoliosis

La escoliosis es una deformidad tridimensional de la columna vertebral y la caja torácica. Puede desarrollarse como una curva primaria única (parecida a la letra C) o como dos curvas (una curva primaria junto con una curva secundaria compensadora que forma una forma S). La escoliosis puede ocurrir sólo en la parte superior de la espalda (área torácica) o lumbar (lumbar), pero con mayor frecuencia se desarrolla en el área entre la región torácica y lumbar (área toracolumbar). El médico intenta definir la escoliosis por la forma de la curva, su ubicación, dirección y magnitud, y, si es posible, su causa. La gravedad de la escoliosis se determina por la extensión de la curvatura espinal y por el ángulo de la rotación del tronco. [67]

La curvatura espinal grave puede causar dificultad para sentarse, siendo complicados los métodos actuales para combatirla. [68]

En el 80% de los pacientes, la causa de la escoliosis es desconocida. Tales casos se llaman escoliosis idiopática, y representan aproximadamente el 65% de la forma estructural de la escoliosis. La mayoría de los casos de escoliosis idiopática tienen una base genética, pero los investigadores todavía no han identificado el gen o los genes responsables de ello.

Anomalías físicas. Los investigadores están investigando posibles anomalías físicas que pueden causar desequilibrios en el hueso o los músculos que conducirían a la escoliosis. Entre ellos se encuentran los siguientes:

Músculos alrededor de las vértebras: Algunas investigaciones sugieren que los desequilibrios en los músculos alrededor de las vértebras pueden hacer que los niños sean susceptibles a las distorsiones espinales a medida que crecen.

Arcos altos: Un estudio mostró una mayor incidencia de anormalmente altos arcos en los pies de las personas con escoliosis idiopática.Lo que sugiere que el equilibrio alterado puede ser un factor en ciertos casos.

Problemas en la coordinación: Algunos expertos están estudiando los desequilibrios heredados en la percepción o la coordinación que pueden causar

Crecimiento asimétrico en la columna vertebral de algunos niños con escoliosis.

Factores Biológicos: Una serie de factores biológicos pueden contribuir escoliosis:

Los investigadores están estudiando posibles anormalidades en el colágeno, la proteína estructural crítica que se encuentra en los músculos y los huesos. Las enzimas conocidas como metaloproteinasas de matriz están implicadas en la reparación y remodelación del colágeno. En niveles altos, sin embargo, las enzimas pueden causar anormalidades en los componentes de los discos espinales, lo que contribuye a la degeneración del disco. Algunos investigadores han encontrado altos niveles de las enzimas en los discos de pacientes con escoliosis, lo que sugiere que las enzimas pueden contribuir a la progresión de la curva. [69]

1.1.3 Discapacidad en el Mundo

"*La discapacidad no debería ser un obstáculo para el éxito. Yo mismo he sufrido una neuropatía motora durante la práctica totalidad de mi vida adulta, y no por ello he dejado de desarrollar una destacada carrera profesional como astrofísico y de tener una feliz vida familiar.".*- Profesor Stephen W Hawking

Con estas palabras dadas por quien es considerado el más inteligente del mundo a la fecha, quien inspira motivación para quienes sufren alguna discapacidad en un mundo tan modernizado, que avanza a pasos agigantados en el campo de la ciencia siendo la misma la responsable de la recuperación y reposición de personas quienes han sufrido por los azares de la vida enfermedades o discapacidades que los tuvieron por mucho tiempo fuera del ámbito laboral y social, sin embargo esto no sucede en todo el mundo, pues como es de conocimiento general existen países más desarrollados, y el Perú aún está en vías de desarrollo, se verá primero que ha sucedido en el mundo respecto a la discapacidad, en estos últimos años.

En 2011 Organización Mundial de Salud público, en su informe mundial de la discapacidad que más de mil millones de personas(es decir, un 15% de la población mundial), viven en todo el mundo con alguna forma de discapacidad; de ellas, casi 200 millones experimentan dificultades considerables en su funcionamiento (entre 110 millones (2,2%) y 190 millones (3,8%) personas mayores de 15 años.). En los años futuros, la discapacidad será un motivo de preocupación aún mayor, pues su prevalencia está aumentando. Ello se debe a que la población está envejeciendo y el riesgo de discapacidad es superior entre los adultos mayores, y también al aumento mundial de enfermedades crónicas tales como la diabetes, las enfermedades cardiovasculares, el cáncer y los trastornos de la salud mental. En todo el mundo, las personas con discapacidad tienen peores resultados sanitarios, peores resultados académicos, una menor participación económica y unas tasas de pobreza más altas que las personas sin discapacidad. En parte, ello es consecuencia de los obstáculos que entorpecen el acceso de las personas con discapacidad a servicios que muchas personas consideras escenciales, en particular la salud, la educación, el empleo, el transporte, o la información. Esas dificultades se exacerban en las comunidades menos favorecidas. [70]

La discapacidad forma parte de la condición humana: casi todas las personas sufrirán algún tipo de discapacidad transitoria o permanente en algún momento de su vida, y las que lleguen a la senilidad experimentarán dificultades crecientes de funcionamiento. Se estima que las enfermedades crónicas representan el 66,5% de todos los años vividos con discapacidad en los países de ingresos bajos y medianos [71]. La discapacidad es compleja, y las intervenciones para superar las desventajas asociadas a ella son múltiples, sistémicas y varían según el contexto.

En el artículo 25 de la Convención sobre los derechos de las personas con discapacidad, dice y cito textualmente,

"Los Estados Partes reconocen que las personas con discapacidad tienen derecho a gozar del más alto nivel posible de salud sin discriminación por motivos de discapacidad. Los Estados Partes adoptarán las medidas pertinentes para asegurar el acceso de las personas con discapacidad a servicios de salud que tengan en cuenta las cuestiones de género, incluida la rehabilitación relacionada con la salud" [72]

Las visiones estereotipadas de la discapacidad insisten en los usuarios de silla de ruedas y en algunos otros grupos "clásicos" como las personas ciegas o sordas. Sin embargo, a causa de la interacción entre problemas de salud, factores personales y factores ambientales, existe una enorme variabilidad en la experiencia de la discapacidad. Aunque la discapacidad se correlaciona con desventaja, no todas las personas discapacitadas tienen las mismas desventajas. Aparte de los obstáculos discapacitantes, las mujeres con discapacidad sufren discriminación de género. Las tasas de matriculación escolar difieren según el tipo de deficiencia; así, los niños con deficiencias físicas suelen correr mejor suerte que los que padecen deficiencias intelectuales o sensoriales. Los más excluidos del mercado laboral son a menudo los que presentan problemas de salud mental o deficiencia intelectual. Las personas con deficiencias más acusadas experimentan con frecuencia mayor desventaja, tal como se ha constatado en innumerables contextos, desde la Guatemala rural hasta Europa [70].

La discapacidad afecta de manera desproporcionada a las poblaciones vulnerables. Los resultados de la Encuesta Mundial de Salud indican que la prevalencia de la discapacidad es mayor en los países de ingresos bajos que en los países de ingresos más elevados. Las personas en el quintil más pobre, las mujeres y los ancianos también presentan una mayor prevalencia de la discapacidad [73]. Las personas con pocos ingresos, sin trabajo o con poca formación académica tienen mayor riesgo de discapacidad. Los datos de las encuestas a base de indicadores múltiples en países seleccionados ponen de manifiesto que los niños de las familias más pobres y los que pertenecen a grupos étnicos minoritarios presentan un riesgo significativamente mayor de discapacidad que los demás niños [74].

Estos son hechos claramente alarmantes, en una encuesta reciente en noviembre del 2016 acerca de personas con trastornos mentales graves, se observó que entre un 35% y un 50% de estas personas en países desarrollados y entre un 76% y un 85% en países en desarrollo no recibieron tratamiento en el año anterior al estudio. Más de mil millones de personas, o sea, un 15% de la población mundial, padece alguna forma de discapacidad, además entre 110 millones y 190 millones de adultos tienen dificultades considerables. [75]

Tabla 1Prevalencia estimada de la discapacidad moderada y grave, por región, sexo y edad, estimaciones de la carga de trabajo mundial para 2004 [70] E

Sex/age group	Percent							
	World	High-income countries	Low-income and middle-income countries, WHO region					
			African	Americas	South-East Asia	European	Eastern Mediterranean	Western Pacific
Severe disability								
Males								
0–14 years	0.7	0.4	1.2	0.7	0.7	0.9	0.9	0.5
15–59 years	2.6	2.2	3.3	2.6	2.7	2.8	2.9	2.4
≥ 60 years	9.8	7.9	15.7	9.2	11.9	7.3	11.8	9.8
Females								
0–14 years	0.7	0.4	1.2	0.6	0.7	0.8	0.8	0.5
15–59 years	2.8	2.5	3.3	2.6	3.1	2.7	3.0	2.4
≥ 60 years	10.5	9.0	17.9	9.2	13.2	7.2	13.0	10.3
All people								
0–14 years	0.7	0.4	1.2	0.6	0.7	0.8	0.9	0.5
15–59 years	2.7	2.3	3.3	2.6	2.9	2.7	3.0	2.4
≥ 60 years	10.2	8.5	16.9	9.2	12.6	7.2	12.4	10.0
≥ 15 years	3.8	3.8	4.5	3.4	4.0	3.6	3.9	3.4
All ages	2.9	3.2	3.1	2.6	2.9	3.0	2.8	2.7
Moderate and severe disability								
Males								
0–14 years	5.2	2.9	6.4	4.6	5.3	4.4	5.3	5.4
15–59 years	14.2	12.3	16.4	14.3	14.8	14.9	13.7	14.0
≥ 60 years	45.9	36.1	52.1	45.1	57.5	41.9	53.1	46.4
Females								
0–14 years	5.0	2.8	6.5	4.3	5.2	4.0	5.2	5.2
15–59 years	15.7	12.6	21.6	14.9	18.0	13.7	17.3	13.3
≥ 60 years	46.3	37.4	54.3	43.6	60.1	41.1	54.4	47.0
All people								
0–14 years	5.1	2.8	6.4	4.5	5.2	4.2	5.2	5.3
15–59 years	14.9	12.4	19.1	14.6	16.3	14.3	15.5	13.7
≥ 60 years	46.1	36.8	53.3	44.3	58.8	41.4	53.7	46.7
≥ 15 years	19.4	18.3	22.0	18.3	21.1	19.5	19.1	18.1
All ages	15.3	15.4	15.3	14.1	16.0	16.4	14.0	15.0

Fuente: Elaboración propia

1.1.3.1 Discapacidad en el mundo del trabajo

En el 2003, 40 por ciento de las personas con discapacidad en edad laboral en la Unión Europea (UE) tenía empleo comparado con 64,2 por ciento de las personas sin discapacidad. Además, 52 por ciento de las personas con discapacidad en edad laboral en la UE es económicamente inactivo, comparado con 28 por ciento de las personas sin discapacidad.

Entre las personas con discapacidad, los hombres tienen el doble de probabilidad que las mujeres de tener trabajo.

Las tasas de desempleo varían de acuerdo con el tipo de discapacidad, la más alta se encuentra entre las personas con enfermedad mental. En el Reino Unido, cerca de 75 por ciento de los que sufren de enfermedad mental en edad laboral están desempleados. En Suiza, la enfermedad mental es la causa principal de las solicitudes de beneficios por invalidez, representando el 40 por ciento del total. [76]

Una de cada diez personas en el mundo tiene discapacidad. Esto quiere decir que alrededor de 650 millones personas de las cuales unas 450 millones están en edad de trabajar. Algunos tienen empleo y están totalmente integrados en la sociedad, pero como grupo, las personas con discapacidad con frecuencia enfrentan situaciones de pobreza y desempleo. Su exclusión social priva a las sociedades de entre 1,37 y 1,94 trillones de dólares en pérdidas anuales del PIB. Cerca del 80 por ciento de todas las personas con discapacidad vive en las zonas rurales de los países en vías de desarrollo y tienen poco o ningún acceso a los servicios que requieren. Por estas razones, proveer de trabajo decente a las personas con discapacidad tiene un sentido social y también económico.

En el mundo del trabajo las personas con discapacidad registran mayor desempleo y menores ingresos que las personas sin discapacidad. Con frecuencia están relegados a trabajos de bajo nivel y pocos ingresos, con escasa seguridad social y legal, o están segregados del mercado primario del trabajo. Muchos están subempleados. Esto afecta su autoestima y muchos se resignan y deciden abandonar sus intentos. Sin embargo, la experiencia demuestra que cuando encuentran trabajos que corresponden a sus capacidades, habilidades e intereses, pueden hacer aportes importantes en el lugar de trabajo. [77]

1.1.4 Discapacidad en el Perú

La vista general de la discapacidad en el mundo nos da una idea de lo que en nuestro país se afronta en ese sentido, pues la exclusión laboral junto con la falta de atención a personas con discapacidad son los pilares de preocupación a nivel mundial y debería serlo también a nivel nacional en el Perú, para ello se echará un vistazo a lo que sucede y se verá la realidad que afronta el país.

El Instituto Nacional de Estadística e Informática – INEI estima que el 5.2% de la población peruana presenta alguna discapacidad. [78]

La Ley N° 29973, Ley General de Personas con Discapacidad, y su Reglamento, constituyen las normas nacionales más importantes dentro de aquellas que buscan promover los derechos de las personas con discapacidad en el Perú, regulando las obligaciones del Estado en materia de salud, rehabilitación, accesibilidad, educación, deporte, trabajo, empleo y protección social. Así también la defensoría del pueblo aclara que, las personas con discapacidad, sin importar su condición, tienen los mismos derechos que el resto de la población, incluido el derecho a su capacidad jurídica, al voto, a contraer matrimonio, a fundar una familia, a vivir de forma independiente y ser incluido en la comunidad, a su libertad, a no ser discriminado en razón de su discapacidad, a ajustes razonables, entre otros. [79]

Las universidades públicas y privadas deben reservar el 5% de sus vacantes para personas con discapacidad.

Por otro lado las entidades públicas y privadas que brinden servicios de atención al público deben proveer de manera gratuita el servicio de intérprete o guía intérprete.
Ninguna institución educativa pública o privada puede negar el acceso o permanencia de una persona por motivos de discapacidad.

Las entidades públicas están obligadas a contratar personas con discapacidad en una proporción no inferior al 5% de la totalidad de su personal, y los empleadores privados con más de cincuenta trabajadores en una proporción no inferior al 3%.

Las personas con discapacidad severa que se encuentren en situación de pobreza bajo los criterios del Sistema de Focalización de Hogares (Sisfoh) y que no tengan un ingreso o pensión recibirán una Pensión No Contributiva a cargo del Estado. [80]

Basándonos un poco en el marco legal que apoya a las personas con discapacidad según el Consejo Nacional para la Integración de la persona con Discapacidad en el Ministerio de la mujer.

Sin embargo un trabajo desarrollado que tomó como base el Censo Escolar 2009, el cual señala que en el Perú existen 4,477 instituciones educativas públicas de nivel primaria inclusivas (que reportan al menos un estudiante con discapacidad) y 194 Saanee en el ámbito nacional. Se consideró únicamente a 2,167 instituciones educativas públicas de nivel primaria en el área urbana, debido a que 193 Saanee se ubican en dicha área. Por ello, el criterio de selección tuvo en consideración su distribución geográfica y la experiencia previa en la atención de estudiantes con discapacidad.

Así también el INEI en el 2015 público un informe con datos sobre la realidad nacional de la discapacidad, esto basándose en los datos que obtuvo en el 2012.en el cual define una persona con discapacidad como aquella que tiene una o más deficiencias físicas, sensoriales, mentales o intelectuales de carácter permanente que, al interactuar con diversas barreras actitudinales y del entorno, no ejerza o pueda verse impedida en el ejercicio de sus derechos y su inclusión plena y efectiva en la sociedad, en igualdad de condiciones que las demás.
Bajo esta definición se pueden obtener los datos de discapacidad.

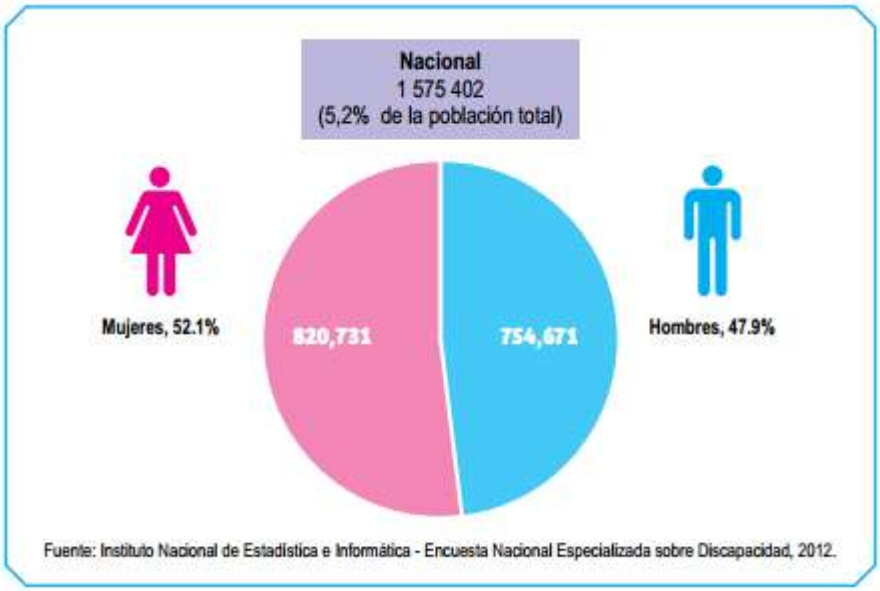


Fig. 2 Personas con alguna discapacidad por sexo, 2012
Fuente: Perú características de la población con discapacidad [81]

La presencia de discapacidad entre hombres y mujeres que se presenta en la gráfica anterior también se puede jerarquizar según el tipo de limitación que sufren las personas así como también por su edad

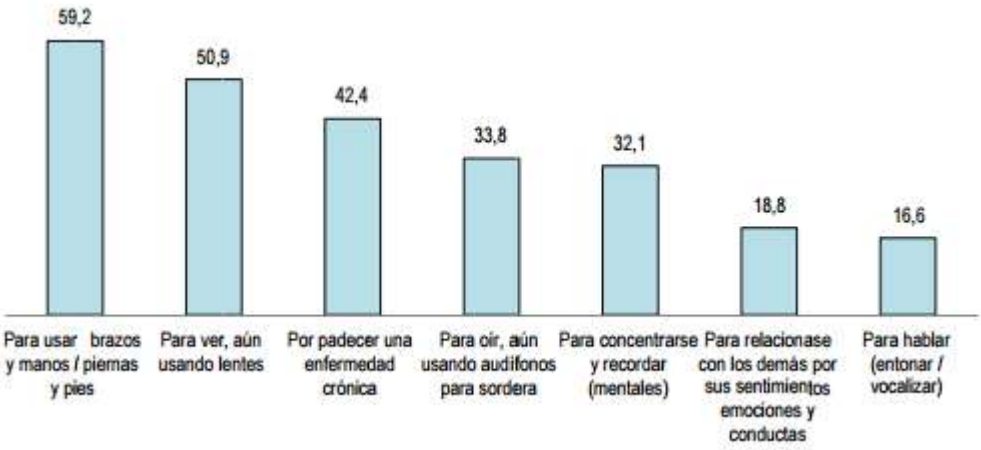


Fig. 3 Personas con discapacidad, según tipo de limitación para realizar sus actividades diarias, 2012
Fuente: Perú características de la población con discapacidad [81]

Se puede apreciar que el tipo de limitación más frecuente en la población con discapacidad son las dificultades para moverse o caminar y/o para usar brazos o piernas (59,2%) y las de tipo visual (50,9%).

Además el 40,6% de personas con discapacidad necesita del apoyo de terceros para realizar sus actividades diarias. Eso fue lo manifestado por las personas con discapacidad dependientes, son sus propios familiares del hogar los que más los asisten con mayor frecuencia en sus actividades diarias.

En el sector educación se encuentra que el 40,4% de personas con discapacidad tienen nivel educativo primario, el 22,4% estudios secundarios, 11,6% estudios superiores universitarios y no universitarios y el 22,3% no tiene nivel educativo.

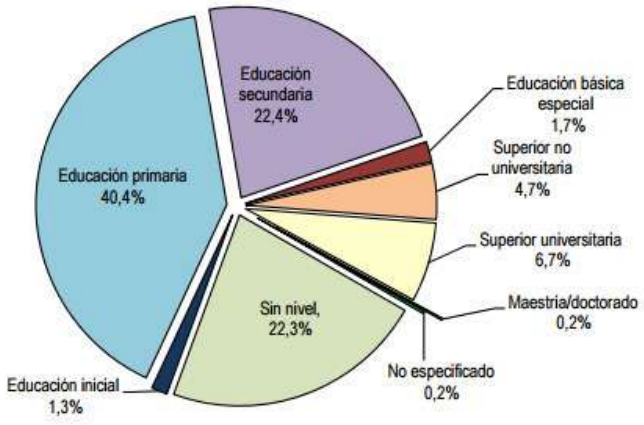


Fig. 4. Personas con discapacidad de 3 años y más de edad, según nivel educativo, 2012
Fuente: Perú características de la población con discapacidad [81]

La población con alguna discapacidad del área rural ha alcanzado menores niveles de estudios respecto a los que residen en el área urbana

El 95,3% de personas con discapacidad de 15 y más años de edad en condición de analfabetismo no asiste a algún programa de alfabetización. Entre aquellos que sí asisten (3,1%), lo hacen en mayor medida las personas con discapacidad de 40 a 64 años (28,3%).

El 88,0% de personas con discapacidad no reciben tratamiento y/o terapia de rehabilitación. Entre quienes sí reciben tratamiento y/o terapias de rehabilitación (11,4%), la rehabilitación física es el tipo de tratamiento más frecuente (62,0%).

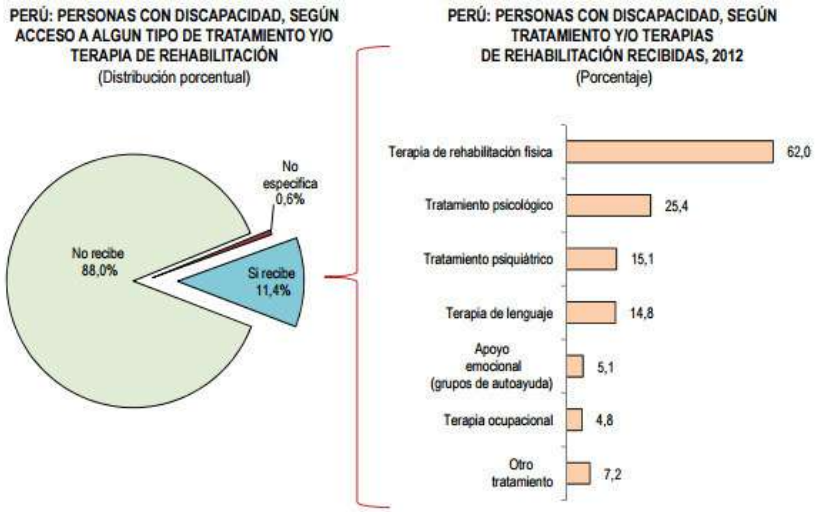


Fig. 5 Personas discapacitadas según acceso a algún tipo de tratamiento
Fuente: Perú características de la población con discapacidad [81]

Alrededor de la quinta parte (21,7%) de las personas con discapacidad de 14 y más años de edad forman parte de Población Económicamente Activa (PEA) y el 76,8% pertenecen a la Población Económicamente Inactiva (PEI).

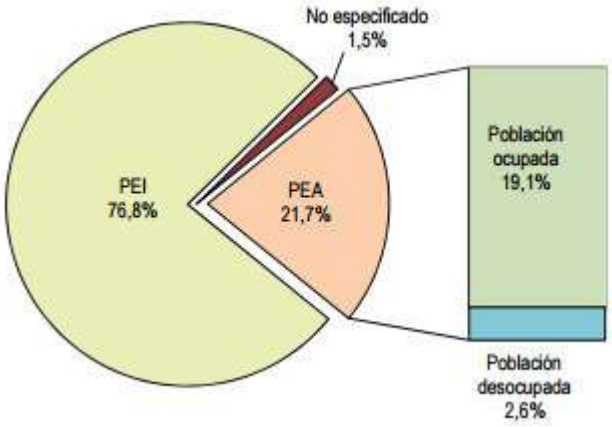


Fig. 6. Personas con discapacidad, según condición de actividad económica, 2012
Fuente: Perú características de la población con discapacidad [81]

Según estudio hecho en el 2005 en el Perú, existe una preocupación por parte del Estado y de la sociedad en su conjunto respecto a las condiciones de exclusión y privación que padecen las personas con discapacidad (PCD).Esto se sustenta no solo en el hecho de que las PCD padecen procesos de exclusión particularmente intensos en términos de acceso al bienestar, sino que, contra lo que se presume habitualmente, este grupo humano tiene una extensión poblacional significativa. [82]

Estas graficas de la mano con el análisis que efectuó el INEI en el año 2012 muestran claramente que a pesar de tener normativas a favor de las personas discapacitadas estas aun no logran reincorporarse al ámbito laboral, más aun el tratamiento médico que reciben estas personas que escasea en el 88.0% de los casos como se mostraron graficas arriba, siendo esta una estimación clara de la realidad nacional respecto a las personas con discapacidad.

1.1.5 Rehabilitación en Perú

Las personas con discapacidad constituyen una de las poblaciones más vulnerables por las discriminaciones, segregaciones y falta de acceso a oportunidades. Esto se debe a que la persona no solo va a contar con limitaciones físicas y sociales, sino también arquitectónicas, lo cual va a contribuir a su propia exclusión. La ciudad no está preparada ni diseñada conjuntamente, por lo que no han previsto ningún tipo de equipamiento ni facilidades para que las personas con problemas motores se pueda desenvolver. Por otro lado, existen centros de rehabilitación que no van a cubrir la demanda de servicios y atenciones. Estos, no van a contar con tecnología ni infraestructura adecuada que responda a las necesidades del paciente.

Estudios hechos por el INEI en 2012 arrojaron que de los encuestados, las personas con discapacidad que no acudieron a un establecimiento de salud para atender un problema relacionado a sus limitaciones no lo hicieron por las siguientes razones: falta de dinero (35,4%), automedicación o repetición de la receta anterior (9,2%), prefiere curarse con remedios caseros (8,3%), no encuentra medicinas en el lugar de atención y falta de confianza (6,3% cada una), entre otras razones. Por sexo, las razones expresadas son coincidentes.

Razón principal por la que no acudió a un establecimiento de salud	Total	Hombre	Mujer
Total	100,0	100,0	100,0
No encuentra medicinas en el lugar de atención	6,3	6,6	6,0
No tuvo dinero	35,4	34,7	36,0
No existe servicio de salud cercano	2,6	2,9	2,4
No hay médico	1,0	0,8	1,1
No está presente el personal	0,8	0,8	0,8
Falta de confianza	6,3	7,2	5,5
No fue necesario	6,1	7,1	5,3
No cree en la medicina	1,2	1,0	1,3
Prefiere curarse con remedios caseros	8,3	7,2	9,3
No tiene seguro	4,9	5,1	4,8
Se automedicó o repitió receta anterior	9,2	8,3	9,9
Falta de tiempo	4,3	5,4	3,4
Por maltrato del personal de salud	2,0	1,7	2,2
Porque su limitación se lo impide	4,0	3,3	4,6
No entiende al médico	1,3	1,4	1,2
Otro	4,9	4,6	5,2
No especificado	1,5	2,1	0,9

Fig. 7. Personas con discapacidad por sexo, según razón principal por la que no acudió a un establecimiento de salud por problema relacionado con la limitación, 2012
Fuente: Perú características de la población con discapacidad [81]

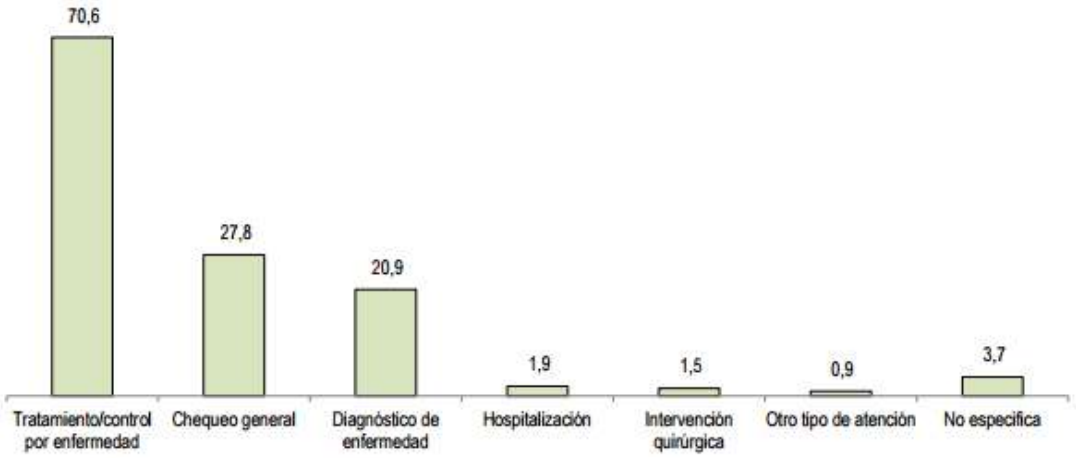


Fig. 8 personas con discapacidad por tipo de atención en salud relacionada con la limitación, 2012
Fuente: Perú características de la población con discapacidad [81]

El 88,0% de personas con discapacidad a nivel nacional no realiza tratamiento y/o terapia de rehabilitación que le ayude a superar su limitación física y/o mental. Los tratamientos y/o terapias de rehabilitación solo son realizados por el 11,4%. De este total, el 62,0% recibe terapias de rehabilitación física, 25,4% tratamiento psicológico, 15,1% tratamiento

psiquiátrico, 14,8% terapia de lenguaje, 5,1% apoyo emocional, 4,8% terapia ocupacional y 7,2% otro tipo de tratamiento.

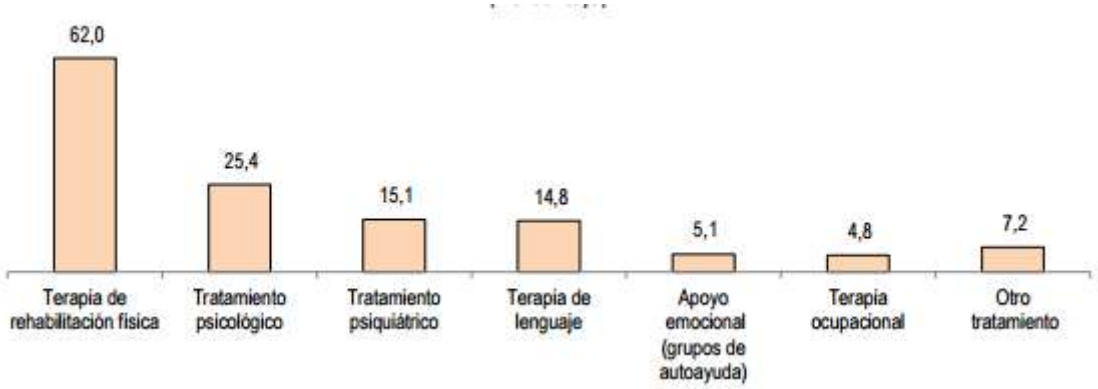


Fig. 9 personas con discapacidad, según tratamiento y/o terapias de rehabilitación recibidas, 2012
Fuente: Perú características de la población con discapacidad [81]

Las personas con discapacidad generalmente reciben tratamiento y/o terapia mensual (23,3%), semanal (22,8%), interdiario (19,9%) y quincenal (9,1%).

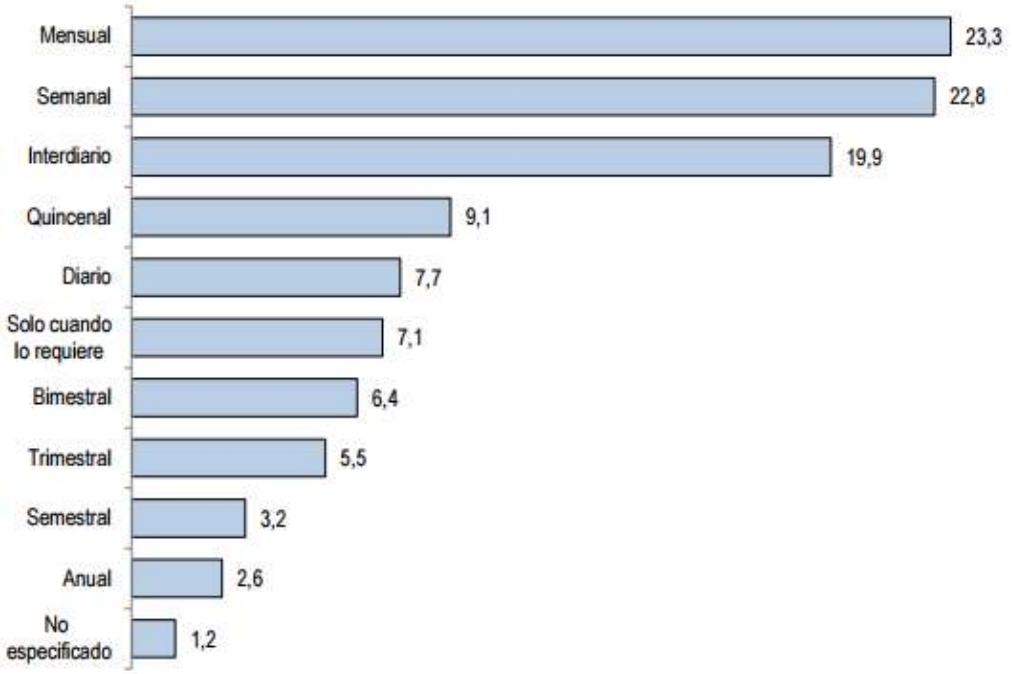


Fig. 10 Personas con discapacidad, según frecuencia con que recibe el tratamiento y/o terapias de rehabilitación, 2012
Fuente: Perú características de la población con discapacidad [81]

Con esta información se puede apreciar que el tratamiento de rehabilitación física es la predominante y con ello la importancia de esta en el restablecimiento de la autonomía al ciudadano permitiendo reincorporarse al sistema laboral por ello el desarrollo de nuevas tecnologías de rehabilitación.

1.2 Planteamiento del problema

Las terapias de rehabilitación pueden restaurar las conexiones nerviosas de pacientes con discapacidad, si se realizan con alta frecuencia y en los primeros meses, es por ello que en la actualidad existen mecanismos como los exoesqueletos que en conjunto con la terapia convencional, permiten al paciente realizar los ejercicios de rehabilitación con mayor frecuencia.

En la actualidad Japón está a la vanguardia en este campo; sin embargo estos equipos comerciales son muy costosos y muchos de ellos se enfocan solo en miembros inferiores, siendo los miembros superiores los que le permiten al ser humano manipular distintos objetos, y realizar tareas cotidianas.

Se sabe por estadísticas que la mayoría de personas con discapacidad dependen del seguro para ser atendidos, por lo cual el diseño de un exoesqueleto para miembros superiores hecho de un material resistente, ligero y de rápida construcción, sería capaz de realizar los movimientos indicadas por el fisioterapeuta en las terapias de rehabilitación, así se incrementaría el nivel de rehabilitación que se da actualmente.

1.3 Exoesqueletos

La tecnología de hoy se ha visto inmersa en casi todos los campos de trabajo, como el militar, la salud, el ocio, entre otros, siendo la medicina uno de los más beneficiados, debido a que estas tendencias impulsan el desarrollo de herramientas especializadas que facilitan el trabajo del médico y la recuperación de los pacientes. Una de las herramientas que buscan mejorar la calidad de vida de las personas, son los exoesqueletos. Un exoesqueleto es, básicamente, una estructura para ser usada sobre el cuerpo humano a manera de prenda de vestir, tal como se concibe con la ayuda de distintas disciplinas como la medicina, la electrónica, la física y la mecánica. Dentro del campo de la electrónica, se reconocen a la instrumentación electrónica y al control como partes fundamentales del sistema; la instrumentación, se encarga de recolectar la información útil para ser enviada a un procesador central, el cual contiene las estrategias de control necesarias para tomar una decisión de acuerdo con la información recibida. Esta información debe ser sumamente confiable y los principios usados deben ser los apropiados para cada aplicación.

En la electrónica de exoesqueletos, se distinguen distintas formas de realizar la adquisición de la información y distintas estrategias de control que se adoptan dependiendo de cada desarrollo, teniendo en cuenta que lo acordado y lo implementado siempre tienen que estar en concordancia con los desarrollos de las demás áreas aplicadas a la construcción del exoesqueleto. [83]

1.4 Exoesqueletos desarrollados para miembro superior

En varias investigaciones realizadas, es posible afirmar que gran parte de los desarrollos alrededor de los exoesqueletos se ha concentrado en solucionar los problemas relacionados con las extremidades inferiores del cuerpo humano. Sin embargo, no dejan de existir los esfuerzos que se concentran también en las extremidades superiores, como los brazos y manos, incluyendo las articulaciones del codo, el hombro, las muñecas y los dedos. Dado que estos permiten la independencia y facilidad de maniobrar objetos algo crucial en la vida del ser humano, por ello se han desarrollado numerosos exoesqueletos en esta área.

1.4.1 Exosqueleto con 7 grados de libertad

En Sudáfrica la Universidad de Kwa-Zulu Natal se diseñó l exoesqueleto para extremidad superior con 7 grados de libertad el cual está basado en un diseño con punto fijo en la articulación glenohumeral del hombro, y que a su vez puede ser controlado mediante EEG (encefalograma) generando una opción no invasiva para la movilidad y control del exoesqueleto, este proyecto nació como iniciativa para combatir el creciente número de casos de parálisis en EE.UU. [84]

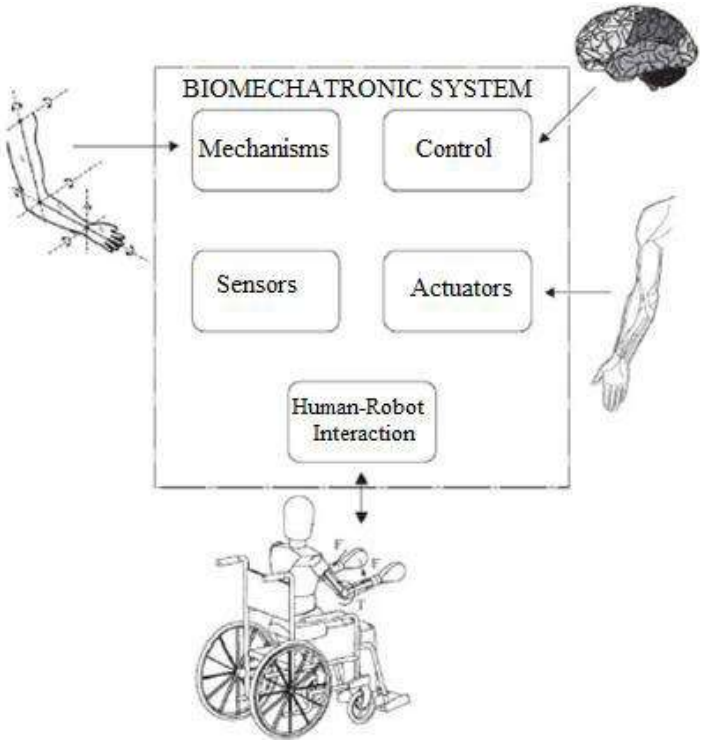


Fig. 11 Sistema de control del exoesqueleto con 7 grados de libertad
Fuente: A 7 DOF Exoskeleton Arm:Shoulder,Elbow,Wrist and Hand Mechanism for Assistance to Upper Limb Disabled Individuals. [84]

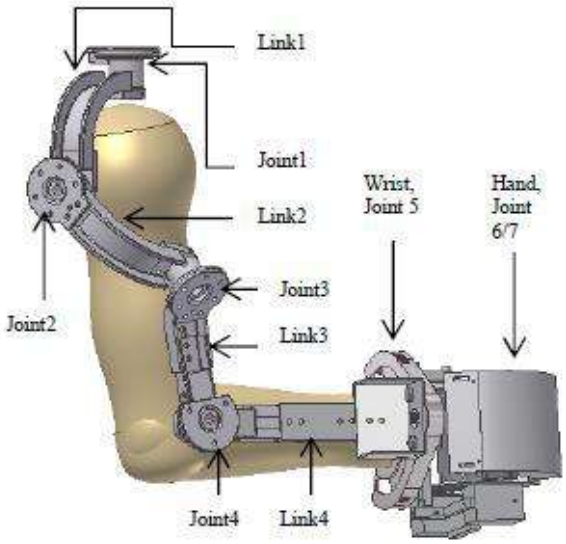


Fig. 12Mecanismo del exoesqueleto con 7 grados de libertad
Fuente: A 7 DOF Exoskeleton Arm:Shoulder,Elbow,Wrist and Hand Mechanism for Assistance to Upper Limb Disabled Individuals. [84]

1.4.2 Exoesqueleto con 5 grados de libertad

Otro exoesqueleto para miembro superior fue desarrollado en Algeria en el Polytechnic Military School con cinco grados de libertad, cuyos movimientos libres le dan al usuario la movilidad necesaria para su sostenibilidad, el único inconveniente seria la interacción entre el exoesqueleto y el cuerpo de la persona.

Contiene un mecanismo paralelo que proporciona la flexión / extensión y las rotaciones externas / internas del hombro que está unido a la base del exoesqueleto la cual es la parte más pesada de todo el exoesqueleto, donde consta de: 3 juntas pasivas y 3 activas. Los actuadores de este mecanismo se colocan en la plataforma de tierra que soporta el peso de esta estructura contra las fuerzas de gravedad.

Se utilizan motores de alto torque para el desarrollo de los movimientos articulados, además miden las revoluciones mediante encoder ubicados en los ejes de revolución de los motores, con una sensibilidad de 500 pulsos por revolución. [85]

Fig. 13Mecanismo de 5 grados de libertad
Fuente: Kinematics and design of a 5 DoF exoskeleton for the rehabilitation of the upper limb [85]

Fig. 14 Exoesqueleto de 5 grados de libertad
Fuente: Kinematics and design of a 5 DoF exoskeleton for the rehabilitation of the upper limb [85]

1.4.3 Exoesqueleto de rehabilitación espejo

Uno de estos grandes trabajos se llevó a cabo en Taiwán, el cual utiliza el sistema el sistema de medición IMU y un microcontrolador que proporcionan varias características, tales como bajo costo, ser fáciles de construir, alta capacidad y alta confiabilidad. Basados en la inclinación y el campo magnético, pueden calcular las orientaciones de los segmentos de los miembros superiores, o la postura de la extremidad. El sistema de medición de IMU también puede detectar la rotación de ambos brazos y antebrazos sin requisitos específicos adicionales sobre el apoyo de contacto. El uso del microcontrolador puede sincronizar la transmisión de datos y aumentar la seguridad del sistema y la precisión durante la fusión de los datos del sensor. El sistema de medición IMU puede generar la trayectoria compleja y libre dentro del espacio de trabajo del robot exoesqueleto de la extremidad superior, lo que facilita el uso fácil para que el usuario diseñe y registre las trayectorias para la trayectoria generada off-line o en tiempo real. La terapia de espejo puede permitir que el entrenamiento activo emitido por el usuario mismo sin agregar el sistema del sensor de la fuerza, y por lo tanto se pueda incorporar más seguridad en tal sistema. Después del proceso de suavizado, la trayectoria derivada de las mediciones IMU puede reducir el efecto de temblor y conducir a un movimiento más suave. El sistema de medición IMU también simplifica la complejidad del control; por otro lado se puede mejorar la precisión y velocidad de detección utilizando un giroscopio en lugar del filtro de suavizado. [86]

Fig. 15 Exoesqueleto de rehabilitación espejo
Fuente: Mirror Therapy with an Exoskeleton Upper-Limb Robot Based on IMU Measurement System [86]

Uno de los aspectos primordiales en los robots de rehabilitación de miembro superior, es introducir criterios de seguridad, así como también programar terapias definidas de acuerdo al tipo de recuperación del paciente en el cual la interacción y aprendizaje serian la base fundamental de la rehabilitación, como se mostró en la parte superior se puede utilizar tecnología de espejo para reducir el riesgo de sobre esfuerzo y mejor interacción cuerpo máquina.

Capítulo II

Biomecánica del miembro superior

2.1 Biomecánica

La biomecánica es el estudio de la mecánica continua (es decir, el estudio de las cargas, el movimiento, el estrés y la tensión de sólidos y fluidos) de los sistemas biológicos y los efectos mecánicos sobre el movimiento del cuerpo, tamaño, forma y estructura. [87]

2.2 Biomecánica del ser humano

"La biomecánica del movimiento humano, puede definirse como la interdisciplína que describe, analiza y evalúa el movimiento humano. Una amplia variedad de los movimientos físicos están involucrados, desde el paso de los discapacitados físicos, hasta el levantamiento de una carga por parte de un obrero de la fábrica, hasta el desempeño de un atleta superior. Los principios físicos y biológicos que se aplican son los mismos en todos los casos, lo que cambia de caso a caso es el movimiento específico, tareas y la complejidad de cada movimiento". [88]

Para mantener un orden en la descripción del movimiento, en la literatura anatómica, se establece una convención definida, y se puede describir completamente un movimiento utilizando términos como proximal, flexión y anterior. Estos términos son todos relativos, describiéndose cada una en relación a otra, sin embargo no dan un lugar en el espacio. Por lo tanto, para analizar movimientos en una dirección específica, existe la referencia espacial.

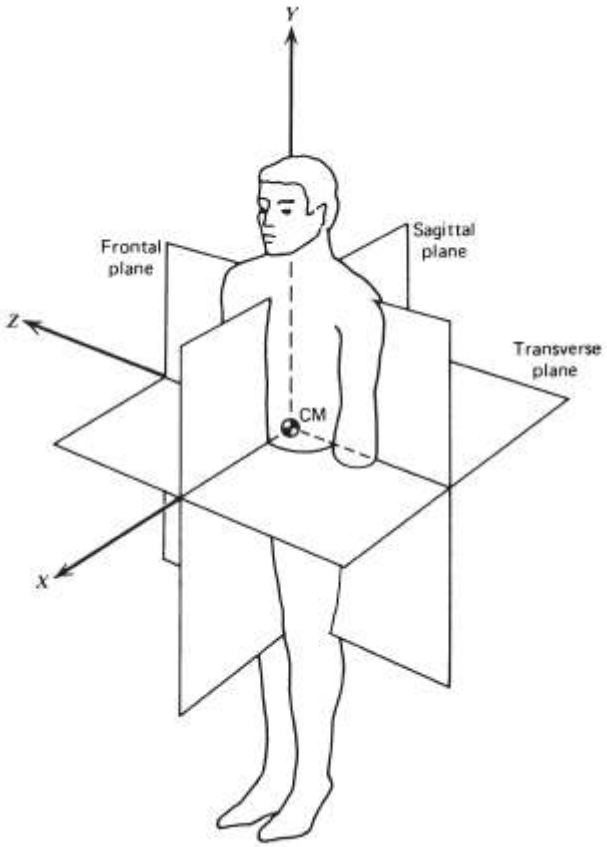


Fig. 16 Sistema de coordenadas espaciales
Fuente: Biomechanics and motor control of human movement [88]

La referencia espacial consta de tres planos que se intersectan:

- Plano frontal.
  Plano que divide al cuerpo humano verticalmente en zona posterior y anterior.

- Plano sagital
  Plano vertical perpendicular al plano frontal que divide al cuerpo en zona lateral derecha e izquierda.

- Plano Transversal, horizontal o axial
  Plano horizontal que divide al cuerpo humano en superior e inferior.

2.3 Topografía general del miembro superior

Topográficamente el miembro superior comienza, en la región superolaeral del tórax, es de forma cilindroide, con un final aplanado a la altura del muslo.
El miembro superior se divide en seis segmentos: el hombro, el brazo, el codo, el antebrazo, el carpo y la mano. [89]

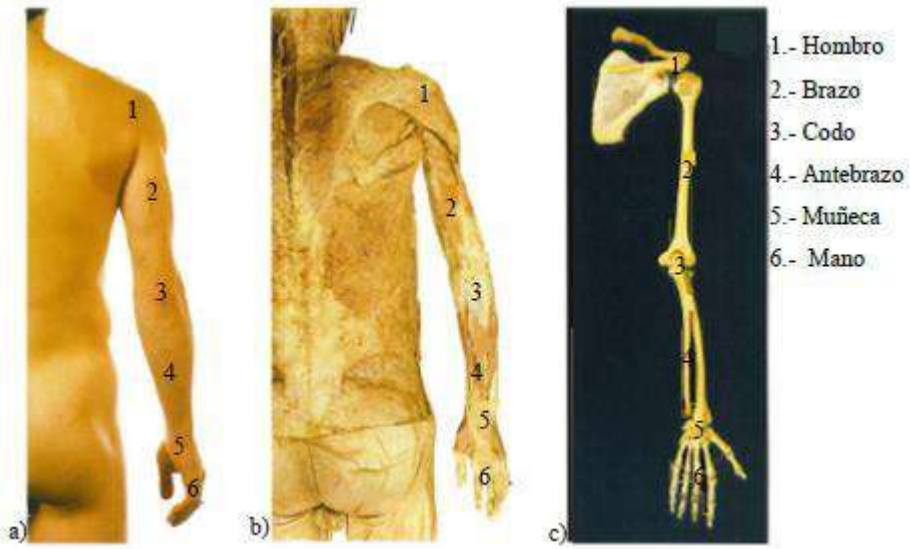


Fig. 17 Regiones del miembro superior a) Anatomía Superficie. b) Músculos. c) Huesos.
Fuente: Diseño Mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior [90]

2.3.1 Hombro

El hombro une el tórax y la extremidad superior. Se enlaza en la parte superior con la clavícula y el borde superior de la escápula; por la parte inferior al pectoral mayor; en la parte posterior, con la espina de la escápula y, anterior y medialmente, por la región mamaria. [89]

2.3.1.1 Huesos del hombro

Clavícula

La clavícula, es un hueso alargado, que va desde el extremo superior del esternón hasta la escápula, que se asemeja a un hueso plano. Es un hueso sólido y resistente; frecuentemente afectada por traumatismos y fracturas debido a su exposición, sin embargo sanan rápidamente tiempo. [91]

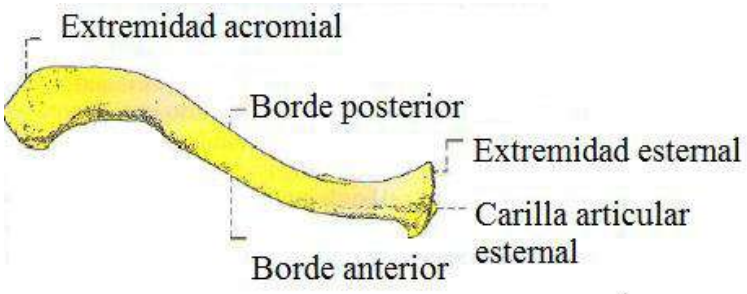


Fig. 18 Clavícula derecha vista superior
Fuente: Anatomía Humana 4° Edición [91]

Escápula

La escápula es un hueso plano triangular, de gran movilidad, respecto a la caja torácica, debido a su apoyo superior, posterior y lateral sobre la misma.

Está compuesto por dos caras (cara costal, cara posterior), tres bordes (borde medial, borde lateral, borde superior) y tres ángulos (superior, inferior, lateral). [91]

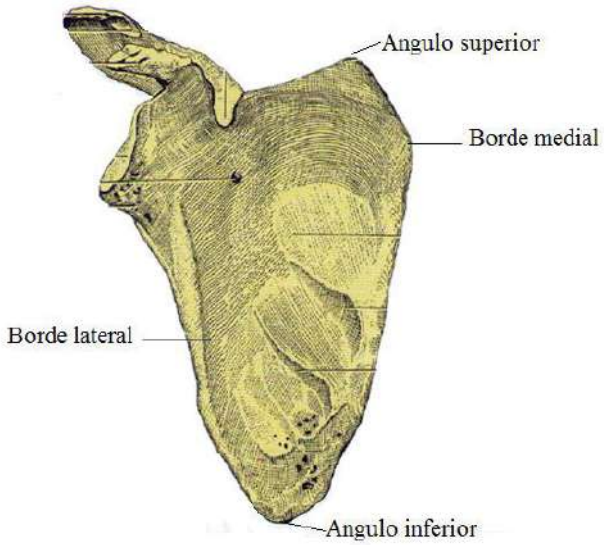


Fig. 19. Escapula derecha vista de su cara costal
Fuente: Anatomía Humana 4° Edición [91].

Húmero
Aunque es el hueso que representa principalmente al brazo, su extremo superior está unido a la escapula y a la clavícula. [91]

2.3.1.2 Músculos del hombro
Existen dos grupos musculares según el Dr. Pablo Jose Lizana Arce: músculos del cíngulo y músculos escapulares. Los músculos del cíngulo escapular se dividen en:

- Ventrales o pectorales: pectoral mayor, pectoral menor, subclavio y serrato anterior, denominados así por su origen en el tórax.
- Dorsales: trapecio, latísimo del dorso, elevador de escápula, romboides mayor y menor, denominados así por su origen en la espina dorsal

Latísimo del dorso
Un músculo ancho, triangular que cubre la mitad inferior del dorso del tronco.

Trapecio
El trapecio es un músculo superficial, aplanado y triangular, que cubre la porción posterior del cuello y mitad superior del dorso del tronco.

Romboides Mayor y menor
Los músculos romboides son aplanados y cuadriláteros, ubicados en la parte baja de la nuca y en la superior de la región dorsal.

Elevador de la escápula
La escápula es un músculo aplanado y estrecho, ubicado en la parte lateral de la nuca, postero lateralmente al cuello, subyacente al trapecio, une el ángulo superior de la escápula a la mitad superior de la columna vertebral.

Subclavio
Ubicado debajo de la clavícula, oculto por la clavícula y el pectoral mayor, es un músculo corto y fusiforme.

Pectoral menor
Ubicado debajo del pectoral mayor y de forma triangular, forma parte de la pared anterior del hueco axilar, cubre los espacios intercostales, las costillas y el serrato anterior.

Serrato anterior
Es un músculo radiado, delgado y ancho, posicionado en la pared lateral del tórax. Su cara externa está cubierta por el pectoral mayor, pectoral menor y subescapular.

Pectoral mayor
Ubicado delante y al costado del tórax, es un músculo ancho, aplanado y superficial, que puede ser apreciado en los hombres y cubierto en gran parte por la glándula mamaria en el caso de las mujeres.

Deltoides
Músculo voluminoso, en forma de semicono, superolateralmente posicionado en el hombro, rodeando la articulación humeral. Se extiende desde clavícula, acromion y espina hasta el húmero.

Subescapular
Músculo grueso, triangular ancho y profundo, se extiende desde la cara anterior escapular hasta la epífisis proximal del húmero.

Supraespinoso
Es un músculo profundo, delgado y redondeado, cubierto por el arco coracoacromial, el trapecio y deltoides, que cruza por encima de la articulación del húmero, uniendo a fosa supraespinosa a la extremidad superior del húmero.

Infraespinoso
Es un músculo superficial, aplanado y triangular, que cruza por detrás de la articulación del hombro que une la fosa infraespinosa de la escápula a la cara posterior de la epífisis superior del húmero.

Teres Menor
Músculo profundo y pequeño, superior al teres mayor, que se extiende desde el borde axilar de la escápula a la tuberosidad mayor del húmero, siguiendo el margen inferior del infraespinoso.

Teres mayor
Músculo superficial, espeso y voluminoso que cruza la cara inferior de la articulación del hombro, uniendo el ángulo inferior de la escápula al surco intertubercular. [92]

2.3.2 Brazo

"Llamada así, a la parte del miembro superior comprendida entre el hombro y el codo. Está limitado en su parte superior por una línea circular horizontal que pasa inferiormente a los tendones de los músculos pectoral mayor y dorsal ancho, y en su parte inferior por una línea circular horizontal que pasa a 5 cm por encima de la fosa del codo". [89]

2.3.2.1 Huesos del brazo

El humero es el único hueso largo que conforma la parte del brazo, presenta un cuerpo o diáfisis y dos extremidades o epífisis: superior e inferior.

Da la impresión de estar torcido, irregularmente cilíndrico en su parte superior, triangular en su parte media, sinedo más irregular y ovalado en su parte inferior, se considera que tiene tres caras (anterolateral, anteromedial y posterior) y tres bordes (anterior, lateral y medial). [91]

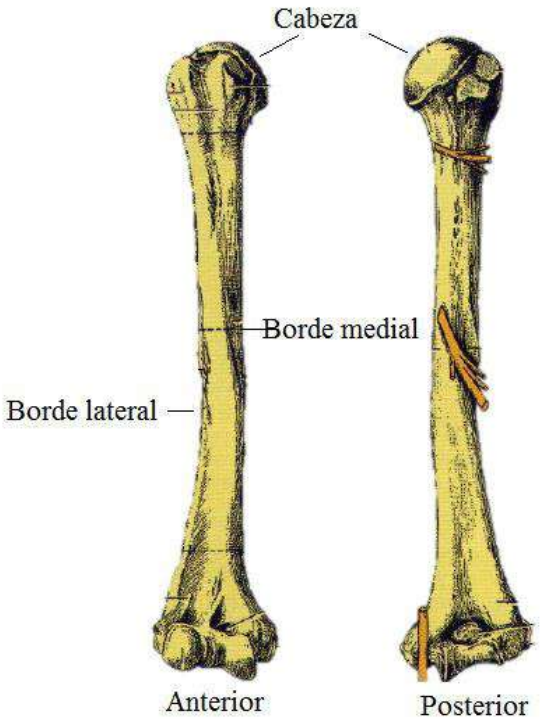


Fig. 20 Húmero derecho vista anterior y posterior
Fuente: Anatomía Humana 4° Edición [91]

2.3.2.2 Músculos del brazo

Los músculos del brazo se ocupan de los movimientos del codo (flexión y extensión), supina el antebrazo y colaboran en los movimientos del hombro.

Existen dos regiones delimitadas por tabiques intermusculares laterales y medios.

La parte frontal que contiene a los músculos: coracobraquial, bíceps braquial y braquial.

La parte posterior que contiene al tríceps braquial.

Coracobraquial

Está ubicado en la parte media y superior del brazo, en el hueco de la axila.

Bíceps Braquial

Músculo superficial, alargado y fusiforme, ubicado en la parte delantera del brazo, que durante la flexión penetra al codo en forma de V.

Consta de dos cabezas una larga o lateral y otra corta o medial, que van desde la escápula hasta el radio.

Braquial

Músculo situado de manera dorsal al bíceps, que colinda con el humero y codo en su parte posterior y con el bíceps en su parte anterior.

Tríceps braquial

Músculo superficial del brazo, ubicado en su parte posterior, consta de una cabeza lateral y medial que se originan en húmero y una cabeza larga originada en escápula. [92]

2.3.3 Codo

El codo es la parte del miembro superior, en la cual se forma la articulación del codo, que da movilidad al antebrazo. Consta de dos regiones (posterior y anterior), que colinda con antebrazo y brazo, mediante 2 líneas circulares a 5cm respectivamente. [89]

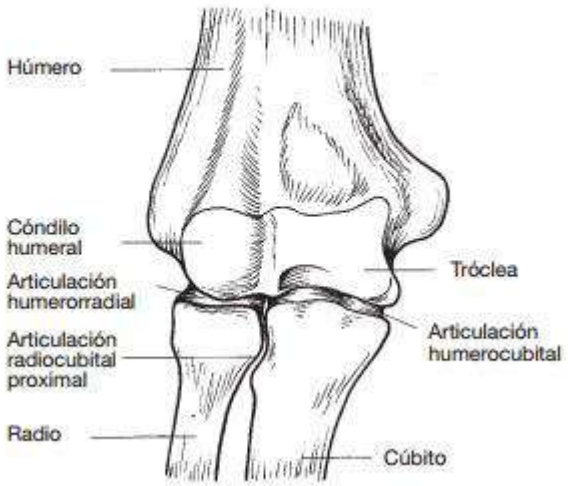


Fig. 21Articulación del codo
Fuente: La relevancia de las articulaciones periféricas en la práctica clínica: una visión general [93]

2.3.4 Antebrazo

El antebrazo, es la parte de la extremidad superior, colinda con el carpo en su parte inferior y con el codo en su parte superior. El antebrazo se divide en región anterobraquial anterior (va desde el borde posterior del cubito, al borde posterior del radio) y región anterobraquial posterior, que abarca los mismos limites que la región anterior. [89]

2.3.4.1 Huesos del antebrazo

Radio

"El radio es un hueso largo, situado en la parte lateral del antebrazo. Comprende un cuerpo o diáfisis y dos extremidades o epífisis: superior e inferior. Su extremidad inferior o carpiana está más desarrollada que la superior, a la inversa de lo que sucede en el cúbito". [91]

Cubito

El cúbito es un hueso largo, se compone de un cuerpo, con tres caras (cara anterior, cara posterior, cara medial), dos bordes (borde anterior, borde posterior) y dos extremidades (superior e inferior). [91]

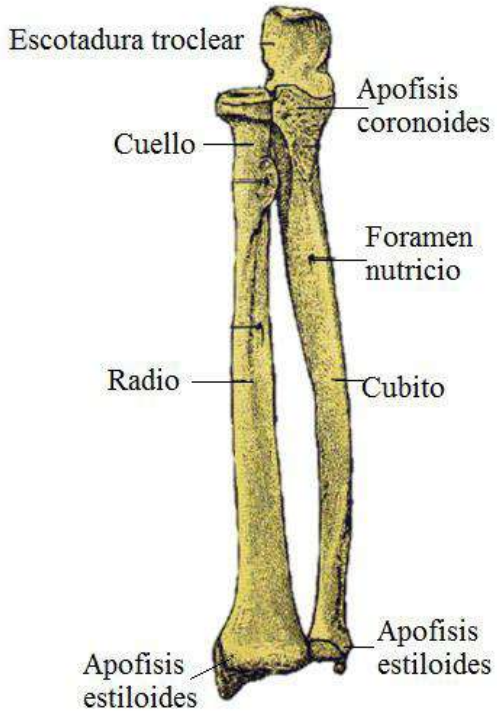


Fig. 22Huesos del antebrazo derecho, vista anterior
Fuente: Anatomía Humana 4° Edicion [91]

2.3.4.2 Músculo del antebrazo

Los músculos del antebrazo son en su mayoría fusiformes, generan gran movilidad y fuerza en los movimientos de la mano, pueden ser divididos en dos grupos:

- Músculos anteriores: denominados flexores de los dedos y pronadores del antebrazo.

- Músculos posteriores: denominados extensores de los dedos y supinadores del antebrazo.

A su vez estas regiones se dividen en compartimientos por los tabiques que forman la fascia antebraquial.
En la región anterior existe un compartimiento superficial, compartimiento intermedio y un compartimiento profundo. Los dos primeros están formados por músculos que en general se originan del epicóndilo medial del húmero para insertarse en carpo, metacarpo o falanges, mientras que los músculos del compartimiento profundo en general se originan en las caras anteriores de radio, ulna y/o membrana interósea, para terminar en falanges.

La región posterior posee solamente dos compartimientos uno superficial formado por músculos que se originan del epicóndilo lateral para terminar en carpo, metacarpo o falanges y una región profunda formado por músculos que se originan desde la cara posterior de radio, ulna y/o membrana interósea para insertarse en metacarpo o falanges. [92]

Región Anterior

- Pronador teres
- Flexor radial el carpo
- Palma largo
- Flexor ulnar del carpo
- Flexor superficial de los dedos
- Flexor profundo de los dedos
- Flexor largo del pulgar

Región Posterior

- Pronador cuadrado
- Braquioradial(supinador largo)
- Extensor radial largo del carpo(primer radial externo)
- Extensor radial breve del carpo(segundo radial externo)
- Etensor de los dedos
- Extensor del dedo minimo
- Extensor ulnar del carpo
- Ancóneo
- Supinador
- Extensor largo del pulgar
- Extensor del índice
- Extensor corto del pulgar
- Abductor del pulgar

2.3.5 Carpo

La región del carpo (región de la muñeca), corresponde a la articulación radio carpiana y las partes blandas que la rodean. Su límite superior está representado por una línea circular

que pasa por la cabeza del cúbito; su límite inferior es una línea circular que pasa inmediatamente inferior al tubérculo del hueso escafoides y al extremo inferior del hueso pisiforme. [89]

2.3.6 Mano

La mano se halla a continuación del carpo y termina en el extremo inferior de los dedos. [89]

2.4 Biomecánica del Hombro

En el hombro, se encuentra una articulación que lleva el mismo nombre, articulación del hombro conocida también como articulación glenohumeral, posee una cavidad glenoidea que se articula con la cabeza del húmero, y se interpone un anillo fibrocartílago llamado rodete.

La articulación del hombro se clasifica como una diartrosis esferoidea que a pesar del rodete es una articulación muy inestable y posee muchos puntos débiles debido a los ligamentos, estos son compensados con la presencia de los músculos, logrando así ser la articulación más móvil del cuerpo humano. [94]

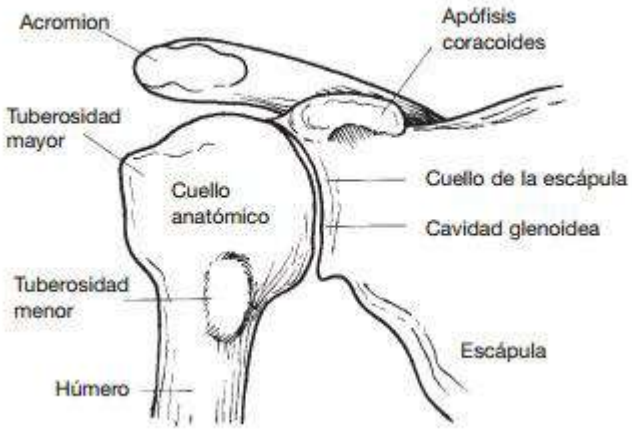


Fig. 23 Articulación glenohumeral
Fuente: La relevancia de las articulaciones periféricas en la práctica clínica: una visión general [93]

Posee tres grados de libertad que le permiten orientarse a través de los tres planos espaciales, y los tres ejes principales.

Eje transversal: Permite el movimiento de flexo extensión, en el plano sagital.
Eje anteroposterior: Permite los movimientos de abducción, y aducción realizados en el plano frontal.
Eje vertical: permite los movimientos de flexión y extensión, que se pueden realizar
Eje longitudinal del Humero: le permite la rotación interna y externa del brazo.

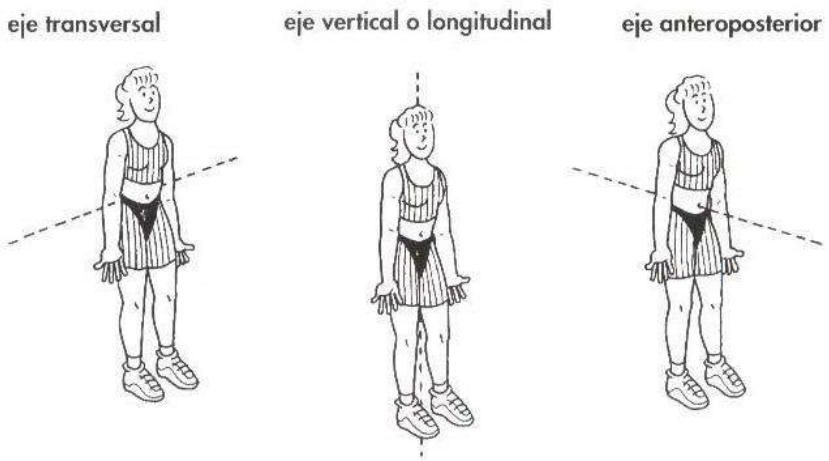


Fig. 24 Grados de Libertad
Fuente: https://kineydanza.blogspot.com/2013/04/planos-y-ejes-del-cuerpo-humano.html

Este estudio se concentrara en articulaciones y movimientos específicos, que son de interés para el exoesqueleto.

2.4.1 Flexo extensión

Estos movimientos se realizan en el plano sagital, respecto a un eje trasversal:

- Extensión: es un movimiento de poca amplitud (de 45° a 50°).
- Flexión: Movimiento de gran amplitud (180°), esta posición de flexión a 180°, se define también como una abducción de 180° próxima a la rotación longitudinal.

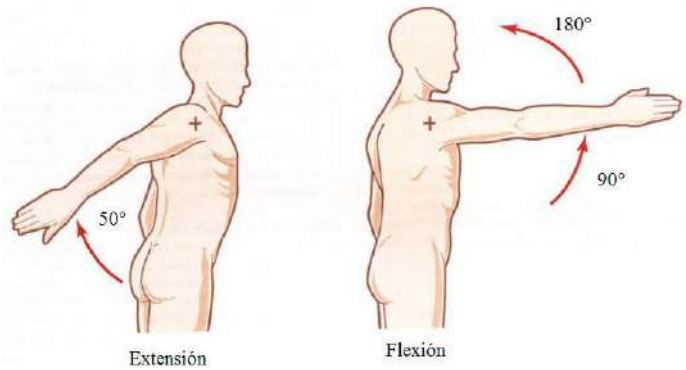


Fig. 25, Flexo extensión
Fuente: Fisiología articular [94]

2.4.2 Aducción

Es un movimiento en el plano frontal, que acerca el brazo al tronco

- Extensión: una aducción suave
- Flexión: Va desde 30 a 45°

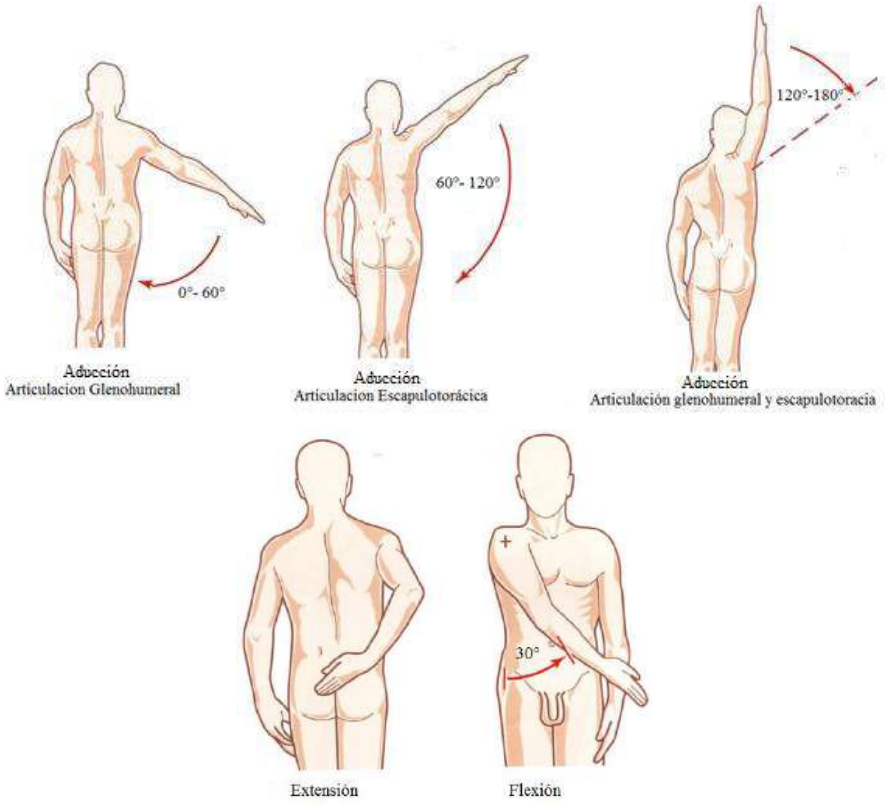


Fig. 26. Aducción, extensión y flexión del brazo
Fuente: Fisiología articular [94]

2.4.3 Abducción

Se denomina abducción al movimiento que aleja, en este caso el miembro superior del tronco, en relación al plano frontal en el eje anteroposterior, esta pasa por tres estados en la abducción.

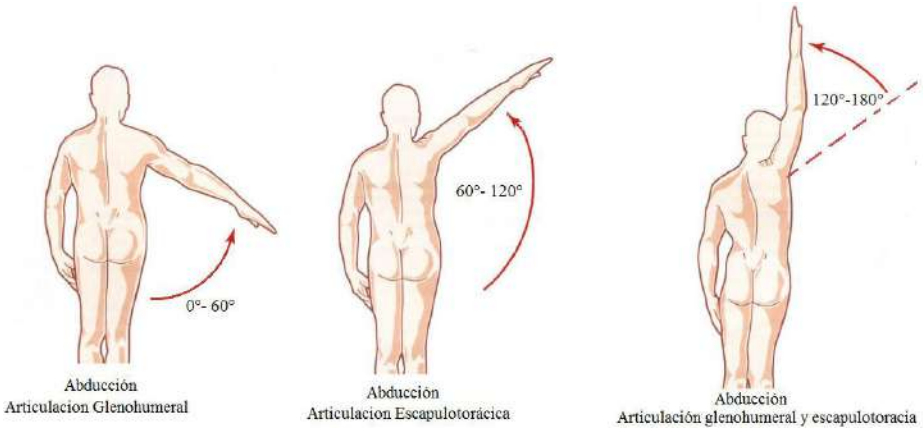


Fig. 27 Abducción referente al miembro superior
Fuente: Fisiología articular [94]

2.4.4 Flexoextensión Horizontal

Movimiento realizado por la articulación glenohumeral y escapulotorácica, desarrollado en el plano horizontal en torno a una sucesión de ejes verticales.

Para realizar la flexión horizontal, la persona debe ubicarse primero en abducción de 90° en el plano frontal, esto es posible por los músculos. [94]

- Músculo deltoides.
- Músculo supraespinoso.
- Músculo trapecio: porciones superiores (acromial y clavicular) e inferior (tubercular).
- Músculo serrara anterior.

Flexión horizontal: tiene una amplitud de 140°, y es posible con la ayuda de los siguientes músculos:

- Músculo deltoides
- Músculo subescapular;
- Músculos pectorales mayor y menor;
- Músculo serrato anterior.

Extensión horizontal: tiene una amplitud de 30-40°, y es posible con la ayuda de los siguientes músculos:

- Músculo deltoides
- Músculo supraespinoso
- Músculo infraespinoso;
- Músculo redondo mayor y menor;
- Músculo romboides
- Músculo trapecio
- Músculo dorsal ancho

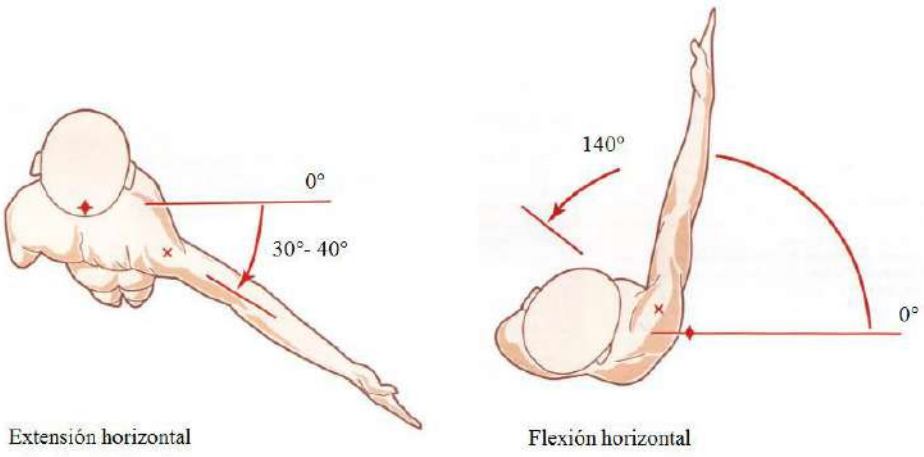


Fig. 28 Flexo extensión Horizontal
Fuente: Fisiología articular [94]

En conjunto los movimientos presentados generan la circunducción, la cual describe un cono irregular, basando como centro de los planos sagital, frontal y transversal.

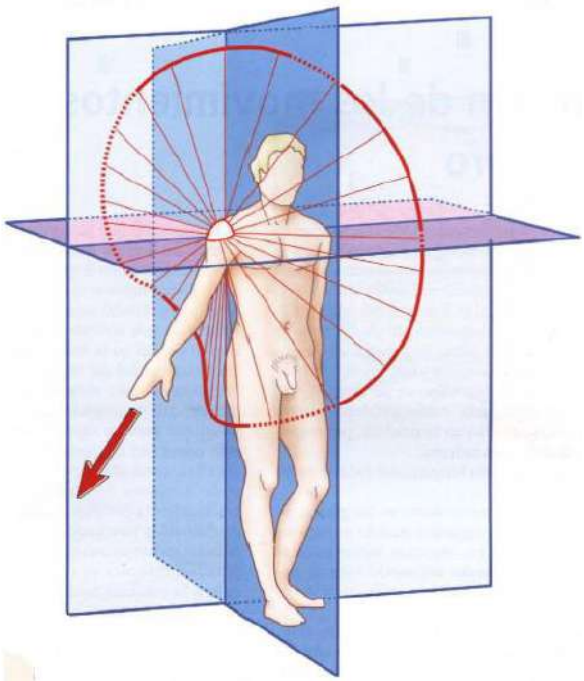


Fig. 29 Movimiento de circunducción
Fuente: Fisiología articular [94]

2.5 Biomecánica del Codo

Desde el punto de vista anatómico el codo solo posee una articulación con el mismo nombre, en la cual se distinguen dos movimientos.

Flexoextensión, sus movimientos son posibles por la articulación humerocubital y humerorradial, tiene un rango de 0°-146°.

La flexión es el movimiento por el cual el antebrazo se acerca al cuerpo, y por medio del cual la persona se puede alimentar, la extensión es el movimiento que dirige el antebrazo hacia atrás.

Pronosupinación, sus movimientos son posibles por la articulación radiocubital proximal, tiene un rango de 71° en pronación y de 81° en supinación.

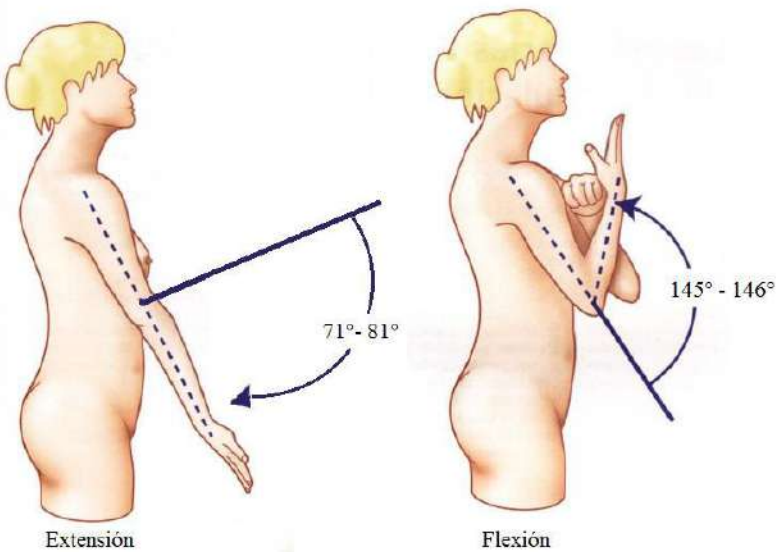


Fig. 30 Flexo extensión
Fuente: Fisiología articular [94]

La flexo-extensión tiene límites debido, al impacto del pico oleo-craniano en el fondo de la fosita olecraniana, la puesta en tensión de la parte anterior de la capsula articular, y la resistencia de los músculos flexores. De forzarse el movimiento, puede causar una fractura en el olecranon, o un desgarro capsular. [94]

Al conocer los puntos de articulación, es también necesario para propósito del desarrollo del exoesqueleto de rehabilitación, conocer el peso y las longitudes que deben ser utilizadas para el desarrollo del diseño, sin embargo estos varían de acuerdo al cuerpo, al sexo y a los orígenes raciales, por lo cual se estiman los valores respecto de la altura total del cuerpo.

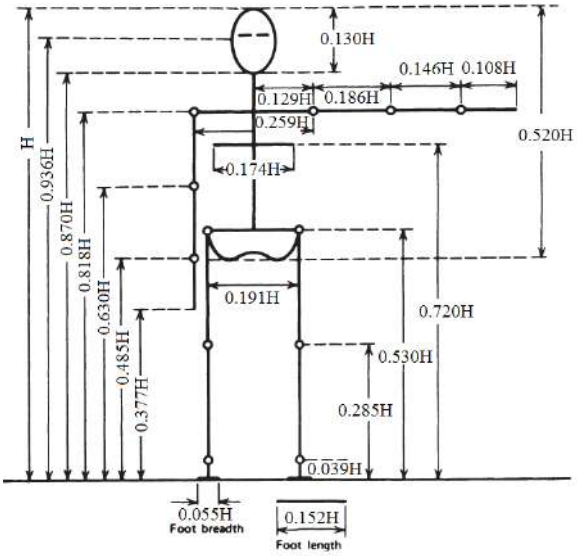


Fig. 31 Relaciones antropométricas
Fuente: Biomechanics and motor control of human movement [88]

El Instituto Nacional de Salud (INS), en su boletín N°22, señala lo siguiente:

"La talla promedio de los peruanos a nivel nacional es 1 metro 57 centímetros, siendo la talla media en los varones 1 metro 64 centímetros, y en las mujeres 1 metro 51 centímetros, los varones tienen en promedio 13 centímetros de altura más que las mujeres." [95]

Respecto al peso, no solo nacional sino en general este varía de acuerdo a las personas, esto sumado al porcentaje de obesidad que presenta el Perú.

"Más de la mitad de peruanos (58%) tienen exceso de peso y un alto 21% sufren de obesidad. El sobrepeso aumenta 1% al año en el Perú" [96]

Se recomienda que el peso para una persona de 1.64m sea de 70 kilos, en el trabajo de la tesis se considerara un peso de 75Kg.

Capítulo III

Diseño del exoesqueleto

3.1 Diseño Mecánico

La vida cotidiana del hombre y su impulso por tener una vida mejor o tal vez con el afán de dejar una huella en su paso fugaz por la tierra, esto en conjunto con la ciencia ha dado origen a la invención y construcción de diferentes tipos de bienes, sean materiales o culturales, con ayuda de la tecnología que se ha ido desarrollando progresivamente al pasar los siglos, dejando un conjunto de ideas establecidas que en su conjunto se conoce como la metodología del diseño.

Diseñar es la formulación de un plan para satisfacer o resolver, una necesidad o un problema, sin embargo si esa solución es la creación de algo físico, entonces el producto debe ser funcional, seguro, confiable, competitivo, útil y de fácil manufactura para su posible comercialización. Para ello existe la normalización, que aparte de muchos otros aspectos facilitan la comercialización de los productos finales, al reducir el costo de fabricación estableciendo dimensiones y tamaños que deben ser tomados en cuenta en cualquier producto. A continuación se citan las principales asociaciones mundiales que establecen criterios y normas relacionadas al diseño en ingeniería.

- Aluminum Association (AA)
- American Gear Manufacturers Association (AGMA)
- American Institute of Steel Construction (AISC)
- American Iron and Steel Institute (AISI)
- American National Standards Institute (ANSÍ)5
- ASM International6
- American Society of Mechanical Engineers (ASME)
- American Society of Testing and Materials (ASTM)
- American Welding Society (AWS)
- American Bearing Manufacturers Association (ABMA)7

- British Standards Institution (BSI)
- Industrial Fasteners Institute (IFI)
- Institution of Mechanical Engineers (I. Mech. E.)
- International Bureau of Weights and Measures (BIPM)
- International Standards Organization (ISO)
- National Institute for Standards and Technology (NIST)8
- Society of Automotive Engineers (SAE)

En gran medida el diseño es un proceso iterativo en gran cantidad medida, muchas veces debido a la falta de información, o datos, y en otras por el exceso de información, por ello conforme avanza el diseño se realizan ajustes, en función de la información disponible en cada momento.

Los problemas reales se resisten a la especialización. Un simple muñón y cojinete involucran flujo de fluidos, transferencia de calor, fricción, transporte de energía, selección de materiales, tratamientos termo mecánicos, descripciones estadísticas, etc. La construcción debe respetar el medio ambiente. Las consideraciones de calefacción, ventilación y de acondicionamiento del aire son lo suficientemente especializadas que algunos hablan del diseño de la calefacción, ventilación y del acondicionamiento del aire como si estuvieran separados y fueran distintos del diseño en la ingeniería mecánica. [97]

Para la realización del diseño, es necesario seguir un procedimiento, lo que se denomina como metodología de diseño.

"Nigel Cross define a la metodología del diseño como: El estudio de los principios y procedimientos de diseño en un sentido amplio. Su objetivo central está relacionado con el cómo diseñar, e incluye el estudio de cómo lo diseñadores trabajan y piensan; el establecimiento de estructuras apropiadas para el proceso de diseño; el desarrollo y aplicación de nuevos métodos técnicas y procedimientos de diseño; y la reflexión sobre la naturaleza y extensión del conocimiento del diseño y su aplicación a los problemas de diseño". [98]

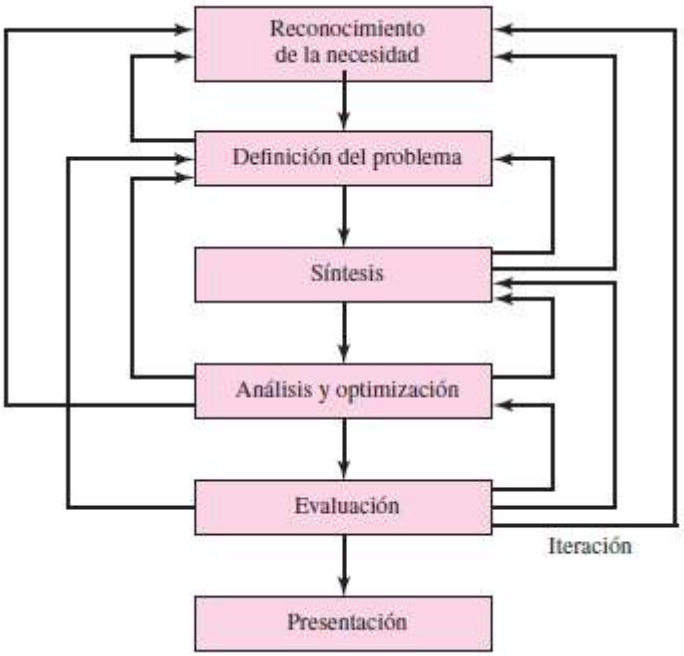


Fig. 32 Modelo de diseño
Fuente: Diseño en ingeniería de maquinas [97]

Para una idea más clara de lo que es la metodología, se puede hacer una analogía, entre método, técnicas, modelo y metodología, donde las técnicas, son las herramientas que se utilizan para el desarrollo del método, el método es la manera o forma de realizar un trabajo, así también el modelo (la representación del método), es la herramienta que permite desarrollar la metodología. [98]

Se puede clasificar los modelos de diseño en dos grupos descriptivos y prescriptivos según Nigel Cross. Los modelos descriptivos muestran la secuencia de actividades que ocurren en diseño, mientras los modelos descriptivos, dan consejos o pautas, para el desarrollo del diseño.

3.1.1 Modelos descriptivos del diseño

El modelo descriptivo es lineal, básico, pero efectivo para diferenciar las etapas del diseño, si bien cada modelo puede tener más etapas, la mayoría de ellos aceptan las siguientes fases. [98]

- Diseño conceptual
  Llamado por algunos la fase de síntesis, donde se proponen posibles soluciones, evaluando los objetivos, considerando las restricciones, de esta manera se pueden obtener los principios físicos para la solución del problema, sin embargo necesitan ser validadas para ser construidas.
- Diseño preliminar
  En esta fase se concreta la idea, al seleccionar los diferentes componentes del producto, material, rodamientos, acoples, vertidos en planos generales, describiendo su funcionamiento y validado por medio de análisis.

- Diseño detallado
  En esta fase se enlistan las especificaciones técnicas y normadas para la construcción del producto, por medio de planos y selección de ferretería adecuada, pasando por el proceso de producción de piezas mecánicas, así como el tratamiento respectivo, en caso fuera necesario, la mayoría de estos procesos son manejados por las empresas, dado su interés de comercializar el producto.

3.1.2 Modelos Prescriptivos

Los modelos prescriptivos son, aparte de una descripción clara de cada fase de diseño, dando pautas para su elaboración.
Existen muchos modelos descriptivos, entre los cuales los más conocidos o usados son

- Modelo Archer
- Modelo VDI21
- Modelo March
- Modelo Pugh
- Modelo dePhal y Beitz

3.2 Diseño del exoesqueleto

Para el diseño del exoesqueleto, se debe seguir un esquema de diseño, es decir un modelo para determinar y concentrar los requerimientos y restricciones, así como también determinar los materiales, para las estructuras o soportes se ha decidido utilizar una metodología de diseño clásico definida en la bibliografía.

La primera y segunda fase del diseño del modelo, han sido definidos en los capítulos I y II, ellos abarcan el reconocimiento de la necesidad de usar tecnologías modernas en el mundo y principalmente en el Perú, así como la problemática en el campo de rehabilitación, esto conduce a la tercera fase del diseño del modelo, que es la síntesis del exoesqueleto propuesto

3.3 Síntesis

Se asemeja a lo denominado anteriormente como diseño conceptual, a lo cual muchos investigadores definen como el proceso de creación, donde las ideas son vertidas, siendo una etapa muy importante, más aun para productos de innovadores, o mejorar un producto ya existente. Las decisiones tomadas en este punto son determinantes para el resto de etapas, siendo prácticamente imposible de reemplazar.

Por lo mencionado anteriormente el evaluar los puntos a mejorar es crucial para obtener un producto final de calidad. [98]

Para los objetivos del presente trabajo, de la información obtenida, se definen los parámetros de diseño, los cuales son la base del exoesqueleto, pues bajo estos datos se rigen las dimensiones, así como también las condiciones o requerimientos de funcionamiento.

3.3.1 Parámetros del diseño del Exoesqueleto

Los parámetros de diseño, son las características y/o limitaciones de nuestro producto, en este sentido al ser dirigido a personas en el Perú, se usaran datos estadísticos obtenidos por el Ministerio de Salud (MINSA), así como también del Instituto Nacional de Salud (INS), Según los estudios hechos en el Perú, la persona promedio mide 1.65m y tiene peso promedio de 75Kg. El diseño debe poder moldearse a niños también, por lo cual se utilizará un rango de estatura, entre 1.40 – 1.65 m, y se utilizará un peso máximo de 75 kg, con estos datos se pueden obtener los parámetros de diseño necesarios.

Segment	Definition	Segment Weight/Total Body Weight	Center of Mass/ Segment Length	
			Proximal	Distal
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P
Head and neck	C7–T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	— PC
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	0.712	0.288
Thorax	C7–T1/T12–L1 and diaphragm*	0.216 PC	0.82	0.18
Abdomen	T12–L1/L4–L5*	0.139 LC	0.44	0.56
Pelvis	L4–L5/greater trochanter*	0.142 LC	0.105	0.895
Thorax and abdomen	C7–T1/L4–L5*	0.355 LC	0.63	0.37
Abdomen and pelvis	T12–L1/greater trochanter*	0.281 PC	0.27	0.73
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.497 M	0.50	0.50
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.578 MC	0.66	0.34 P
Head, arms, and trunk (HAT)	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.678 MC	0.626	0.374 PC
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.678	1.142	—

Fig. 33 Datos de Antropometría
Fuente: biomechanics and motor control of human movement [88]

Segment	Definition	Radius of Gyration/ Segment Length			Density
		C of G	Proximal	Distal	
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.297	0.587	0.577 M	1.16
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.303	0.526	0.647 M	1.13
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.322	0.542	0.645 M	1.07
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.468	0.827	0.565 P	1.14
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.368	0.645	0.596 P	1.11
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.475	0.690	0.690 P	1.10
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.302	0.528	0.643 M	1.09
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.323	0.540	0.653 M	1.05
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.416	0.735	0.572 P	1.09
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.326	0.560	0.650 P	1.06
Head and neck	C7–T1 and 1st rib/ear canal	0.495	0.116	— PC	1.11
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	—	—	1.04
Thorax	C7–T1/T12–L1 and diaphragm*	—	—	—	0.92
Abdomen	T12–L1/L4–L5*	—	—	—	—
Pelvis	L4–L5/greater trochanter*	—	—	—	—
Thorax and abdomen	C7–T1/L4–L5*	—	—	—	—
Abdomen and pelvis	T12–L1/greater trochanter*	—	—	—	1.01
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	—	—	—	1.03
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.503	0.830	0.607 M	—
Head, arms, and trunk (HAT)	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.496	0.798	0.621 PC	—
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.903	1.456	—	—

Fig. 34 Datos de centro de gravedad
Fuente: biomechanics and motor control of human movement [88]

La Fig. 34 muestra la estimación de parámetros de peso de cada parte del cuerpo, en relación peso total de la persona, una relación semejante se muestra en la Fig. 33, referente a la longitud.
Al reemplazar los datos de diseño en las relaciones dadas por la Fig. 33 y la Fig. 34, se obtienen las dimensiones de diseño.

Para una persona de máximo 75kg de peso y de 1.40 a 1.65m de estatura.

- Longitud de la espalda variable de 36cm a 43 cm
- Longitud del brazo variable de 26 cm a 31 cm
-
- Longitud del antebrazo variable de 20 cm a 24.1 cm
- Longitud de la mano variable de 15 cm a 17.8 cm
- Peso del brazo 2.10 kg
- Peso del antebrazo 1.20 kg
- Peso de la mano 0.45 kg

Movimientos o grados de libertad.

- Flexo extensión del hombro en el plano sagital (50° en extensión y 180°en flexión).
- Abducción del hombro referente al plano frontal de 90 a 120°.

Los parámetros de funcionamiento son:

- Seguimiento de las articulaciones, tanto hombro como codo, según sea el tamaño de la persona, ajuste y fijación suave y firme
- Peso reducido, y de estructura resistente.
- Movimiento de abducción y aducción del codo.
- Movimiento de abducción y aducción del hombro, en el plano sagital.
- Movimiento de abducción y aducción del hombro , en el plano frontal
- Actuador ligero, de gran potencia.
- Sistema autónomo
- Transmisión sin ruido, con reducción de impacto garantizando movimientos lentos y suaves
- Trabajo en ambiente cerrado, de fácil mantenimiento.

3.3.2 Diseño de las estructuras del exoesqueleto

3.3.2.1 Especificaciones del material

El prototipo ha de ser lo más ligero posible, para ellos se utilizara aluminio comercial.
El aluminio es un material caracterizado por su gran resistencia a la corrosión, bajo peso, alta conductividad eléctrica y térmica, tanto el aluminio y sus aleaciones, están entre los materiales más versátiles desde el punto de vista de fabricación.
El aluminio se procesa mediante la fundición en arena o en matriz, trabajo en caliente o frio, las aleaciones se pueden maquinar, trabajar en prensa, soldar en forma directa, al bronce o al estaño. Es muy utilizado en la industria automotriz, mueblería y en estructuras, lo que hace al aluminio un material adecuado para las estructuras del exoesqueleto.

El Aluminio 6061 T6, es un aluminio comercial, de media/alta resistencia, su composición química está dada por

Si	0.40-0.8
Fe	0.7
Cu	0.15-0.40
Mn	0.15
Mg	0.8-1.2
Cr	0.04-0.35
Zn	0.25
Ti	0.15
Otros (cada uno)	0.05

Otros (en total)	0.15
Aluminio	El resto

Fig. 35 Composición química del Aluminio 6061t6
Fuente elaboración propia.

Esta composición le da una alta resistencia a la corrosión, tensión y facilidad de maquinado, su tratamiento térmico es por solución y envejecido artificialmente, sus propiedades mecánicas son:

Aluminio	Limite elástico N/mm^2	Límite de tracción N/mm^2	Densidad Kg/m^3	Módulo elástico GPa
6061-T6	275	310	2700	690

Fig. 36. Propiedades mecánicas del Aluminio 6061-T6
Fuente: Elaboración propia.

3.3.2.2 Barras telescópicas

Sera de longitud variable, esto puede ser posible utilizando barras telescópicas, cuyo sistema permite mediante el deslizamiento de caras comunes, este sistema puede ser utilizado en la parte del brazo, antebrazo y espalda

El ajuste suave, se puede dar con un perno de presión de fácil manejo, asegurando con firmeza la posición a la longitud deseada, según el tamaño de la persona.

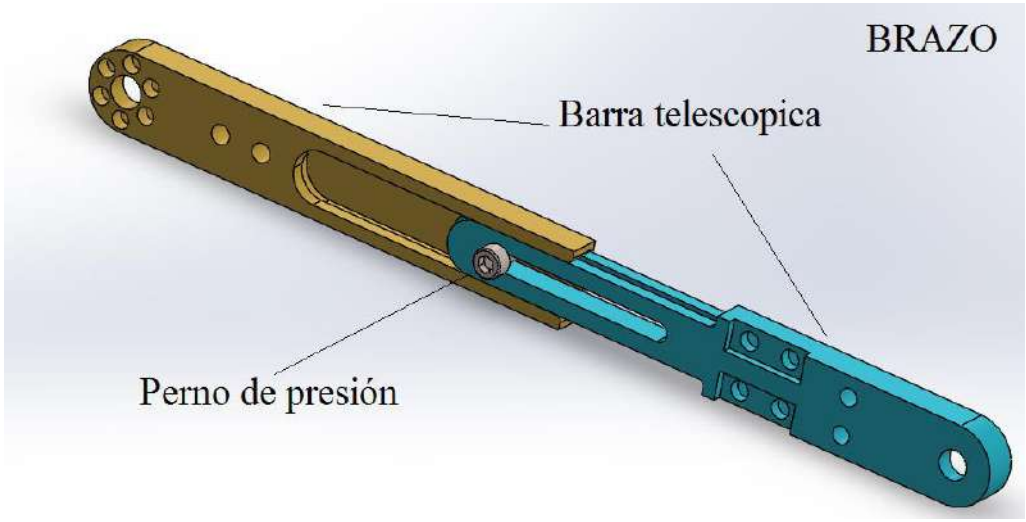


Fig. 37Barras telescópicas Brazo
Fuente: Elaboración propia

3.3.2.3 Estructura brazo, hombro y codo

Los movimientos de abducción y aducción del codo y el hombro en el plano sagital, se pueden realizar utilizando una barra fija (brazo, hombro), conectada mediante un eje a otra barra (antebrazo, brazo), la cual está apoyada en un rodamiento de bolas de carga

axial, permitiendo el movimiento libre y casi sin fricción, las condiciones de trabajo son cerradas, por lo cual se eligen rodamientos sellados.

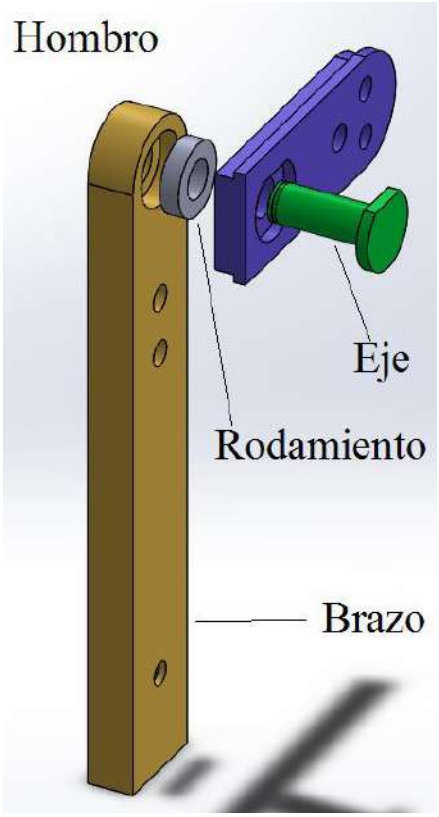


Fig. 38Articulación del hombro
Fuente: Elaboración propia.

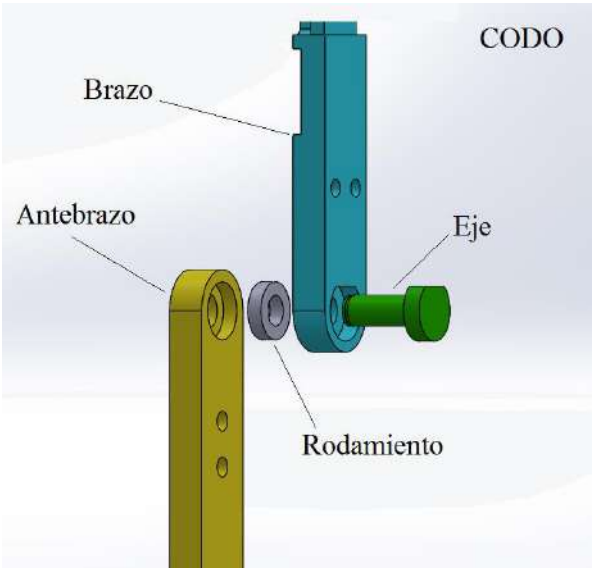


Fig. 39. Articulación del codo
Fuente: Elaboración

3.3.2.4 Estructura hombro-espalda

La abducción y aducción, en el plano frontal se realiza por medio de un pin, que conecta a una de las barras telescópicas, se asegura por medio de un aro de retención, de esta manera el giro es posible, para atenuar los efectos de fricción se utilizara un lubricante.

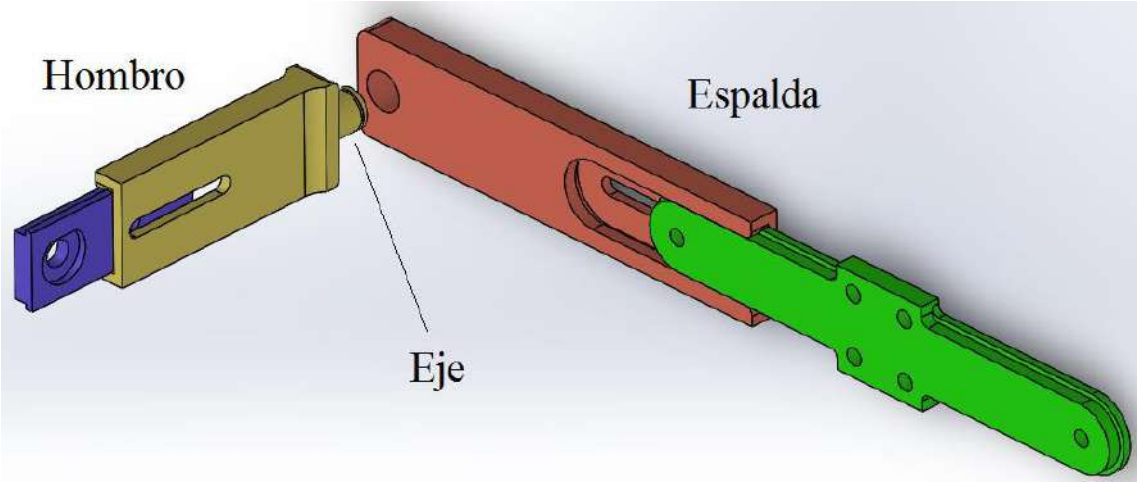


Fig. 40 Articulación del hombro en el plano frontal
Fuente: Elaboración propia.

3.3.2.5 Actuador ligero, de gran potencia

Existen diferentes tipos de actuadores que pueden realizar los movimientos de flexo extensión, dentro de los cuales se encuentran actuadores eléctricos, hidráulicos y neumáticos.

Los actuadores eléctricos de alto torque son precios y de fácil control, sin embargo, son pesados y tienen un alto precio, lo mismo sucede con los actuadores hidráulicos; no son recomendados para exoesqueletos de rehabilitacion.

Por otro lado los actuadores neumáticos, tienen como característica principal el bajo peso, flexibilidad y gran fuerza, al ser controlado por aire comprimido, permite fácilmente la interacción con objetos frágiles. En los últimos años se ha constituido como, la principal fuente de potencia motriz [99], por ejemplo se han utilizado en distintos proyectos robóticos [100] , incluso para simulación de movimientos de animales como peces (Aircuda). [101], también simular el movimiento humano (Airic's arm) [102].

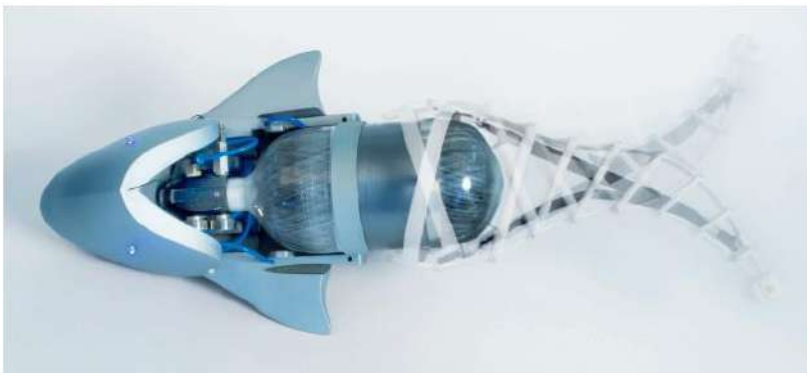


Fig. 41 Aircuda
Fuente: [101]

Fig. 42 Airi's arm
Fuente: [102]

Las características de los actuadores neumáticos, cumplen con los requerimientos de bajo peso y alta potencia, por ello se decide utilizarlos en este proyecto.

Con ayuda del Dr. Chiharu Ishii, profesor de Hosei University – Japón, encargado del laboratorio de Biomecánica, se decidió utilizar músculos artificiales neumáticos para el desarrollo del proyecto. Su experiencia en el uso de músculos artificiales, en diferentes proyectos entre los cuales se encuentra un exoesqueleto de miembro inferior, y un traje asistencial para personas de la tercera edad.

Fig. 43 Traje asistencial del Dr. Chiharu Ishii
Fuente: Elaboración propia

Los músculos artificiales, conocidos por su nombre en inglés como Neumatic Artificial Muscle (PAM), son cilíndricos contráctiles de movimiento lineal, la parte central del músculo artificial es una membrana que une a los dos extremos, que se aproximan al ingresarles aire comprimido.

Los PAM han sido objeto de estudio, sobre todo para modelar su mecanismo, en el cual se ha descrito su comportamiento, como el de un resorte, amortiguador y resistencia, y su uso se a incrementado en los últimos años como actuadores en los robots.

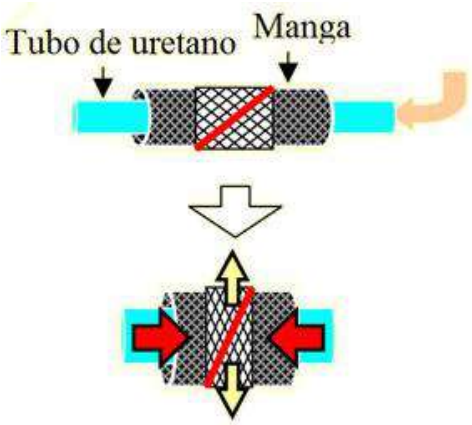


Fig. 44 Funcionamiento del músculo artificial
Fuente: http://www.kanda.co.jp/jp/examples/medical/muscle/air-muscle.pdf

3.3.2.6 Sistema autónomo

El exoesqueleto debe ser un sistema autónomo, por eso los actuadores deben estar incluidos en la estructura, para ello se utilizará un soporte en la parte posterior del paciente, conteniendo los actuadores dentro de cilindros, se colocara el tanque de aire comprimido para los músculos artificiales, en la parte posterior, siendo sujetada por correas velcro, garantizando la independencia funcional. Todas estas estructuras de sujeción estarán acopladas a la parte posterior del exoesqueleto, y serán fijadas mediante correas al paciente asemejando una mochila.

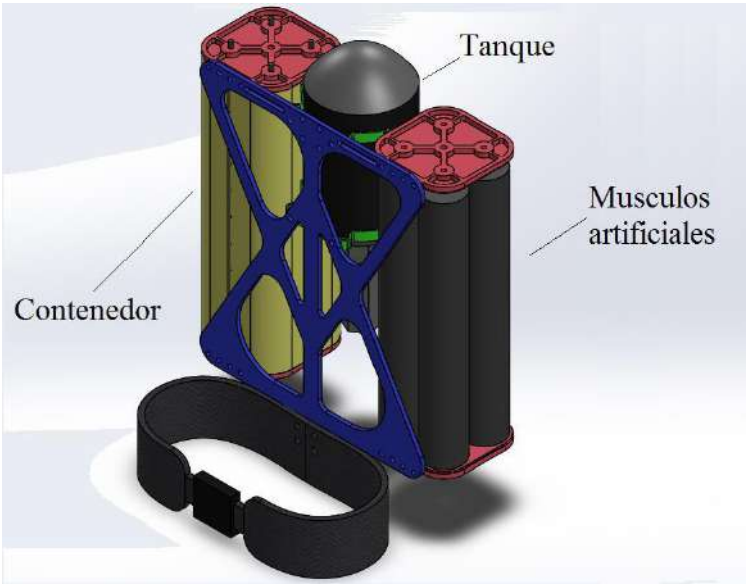


Fig. 45 Sección trasera del exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

3.3.2.7 Sistema de transmisión de potencia.

La potencia mecánica, puede ser transmitida a distintos puntos mediante mecanismos, denominados sistemas de transmisión, como los sistemas de biela-manivela, transmisión por cadena, engranes o poleas, etc.

El exoesqueleto debe realizar los movimientos de abducción y aducción, en las articulaciones del hombro y codo, estos movimientos son de rotación, por ello pueden transmitirse por medio de engranes, cadena, o poleas, sin embargo el actuador es lineal, para producir el giro se debe transformar esa fuerza lineal de contracción en un par torsor, siendo lo más indicado utilizar un sistema de polea con cuerda, que permite reducir la velocidad de giro dependiendo del diámetro de la polea.

La polea del codo, se ajusta mediante 6 pernos esparrago a la barra telescópica superior del antebrazo.

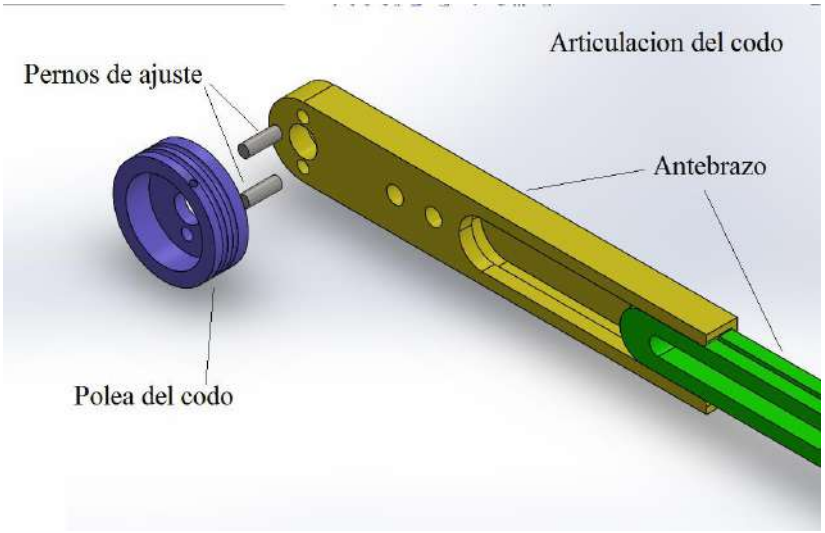


Fig. 46Polea de la articulación del codo.
Fuente: Elaboración propia

La polea del hombro, debido a la carga que debe soportar, está sujeta mediante 6 pernos esparrago, a la barra telescópica superior del brazo

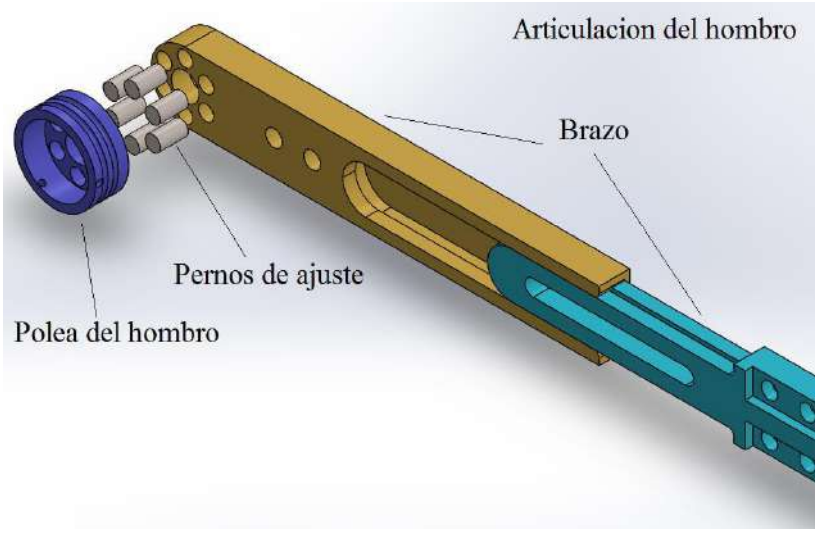


Fig. 47 Polea de la articulación del hombro
Fuente: Elaboración propia

3.3.2.8 Entorno de funcionamiento

El ambiente de trabajo será dentro de un centro de rehabilitación, por lo cual la contaminación es mínima, aun así se toman las precauciones de diseño, los rodamientos serán sellados, de fácil acceso para su reemplazo, la ferretería está normalizada reduciendo costos y facilitando su reemplazo de igual manera, los ejes poseen aros de retención, las estructuras del brazo y antebrazo, poseen ajustes suaves y firmes, la sección de la espalda es de fácil montura, la cual puede realizarse, incluso cuando el paciente lo lleva puesto, todo ello hace del mantenimiento una tarea sencilla.

Se podría resumir lo anterior en el siguiente cuadro.

Tabla 2 Resumen de parámetros de diseño

Pieza	Material	Movilidad	GDL	Sujeción	Actuador	Sensor
Espalda	Aluminio	Barra telescopica	NG	Cinturón velcro	NG	NG
Brazo	Aluminio	Barra telescópica, Rodamiento de bolas, bocina y eje	2	Cinturón velcro	Músculo artificial	Encoder
Antebrazo	Aluminio	Barra telescópica, Rodamiento de bolas	1	Cinturón velcro	Músculo artificial	Encoder
Mano	Aluminio	NG	NG	NG	NG	NG

**NG: Ninguna*

Fuente: Elaboración propia

3.4 Análisis Mecánico

El análisis mecánico es un análisis teórico, con el cual se podrán determinar las cargas y esfuerzos principales en las piezas de interés, siendo más importante en las articulaciones, así como la configuración geométrica de las diferentes partes, luego de ello realizar el análisis de esfuerzos por medio de software.

El análisis mecánico se dividirá en dos etapas, dado que nuestro sistema mantiene una velocidad muy lenta se podría considerar un análisis estático en primera mano, sin embargo el análisis dinámico es esencial para confirmar los esfuerzos que actúan en nuestro sistema.

3.4.1 Esfuerzo y resistencia.

Sin duda esfuerzo y resistencia son dos conceptos muy importantes, muchos de los productos finales depende de la forma, y tratamiento del material, por lo cual hacer el estudio de esfuerzo y resistencia permiten el ajuste adecuado, evitando cargas excesivas en puntos específicos de interés.

Ambas están relacionadas de manera tal que el esfuerzo generado por el trabajo realizado, debe tener un margen suficiente, para evitar fallas a pesar de posibles perturbaciones de trabajo.

"La resistencia es una propiedad de un material o de un elemento mecánico. La cual depende de la elección, el tratamiento y el procesamiento del material." [97]

Es decir un material posee una resistencia a diferentes cargas, este o no trabajando, los materiales pueden tener una mejor resistencia sometiéndose a tratamientos térmicos.
Mientras la resistencia es una propiedad neta del material y su tratamiento, el esfuerzo es una propiedad de estado, en un punto específico dentro de un cuerpo, la cual es una función de la carga, la geometría, la temperatura y el proceso de manufactura.

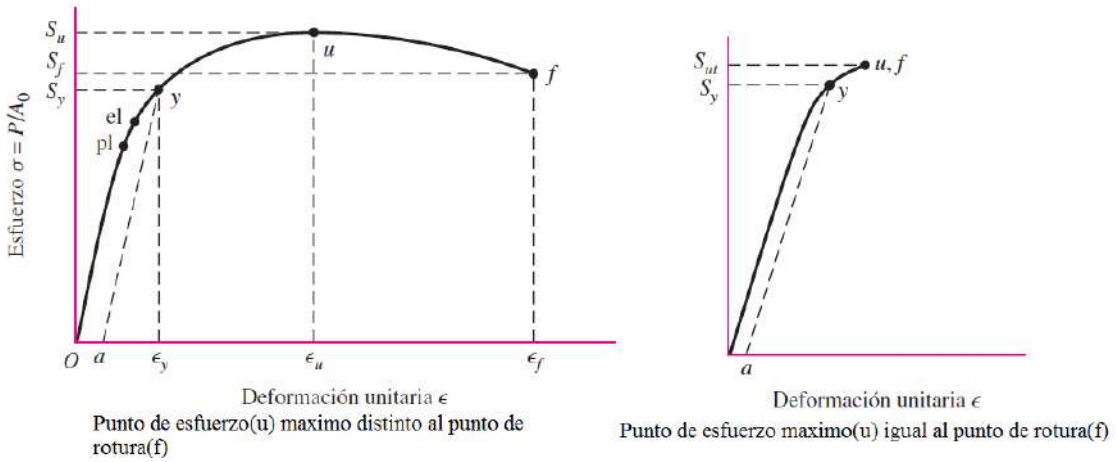


Fig. 48 Diagrama esfuerzo vs deformación unitaria
Fuente: [97]

En la Fig.48 se muestra la prueba realizada por lo general a probetas de distintos materiales en la cual se aprecia una zona elástica que todo material posee, es aquí donde el material no sufre daño alguno y es también la zona de trabajo, pues a partir de ese punto el material entra en una zona plástica, en esta zona el material empieza a deformarse permanente, si el esfuerzo al cual es sometido sigue aumentando llegara al esfuerzo máximo S_u, luego de ello el material se romperá a un esfuerzo un poco menor S_f; algunos materiales no tienen una zona plástica tan grande, por ello algunas prueban terminan con un esfuerzo máximo y un esfuerzo de rotura iguales $S_u = S_f$.

3.4.2 Evaluación Estática

Debido a la baja velocidad del brazo, y a los trabajos de abducción y aducción que realizara la estructura, se puede analizar el punto crítico, en el cual el brazo está extendido en su totalidad
El análisis estático se concentrara en determinar los momentos de flexión que son generados el brazo y el antebrazo, en su posición más crítica, que es cuando el brazo está completamente estirado, para su análisis se puede tomar oda la estructura como una sola viga, sin embargo al estar constituido por dos piezas articuladas, se dividirá en dos sistemas(Sistema del Antebrazo y Sistema del Brazo), para evaluar los esfuerzos a los que están sometidos estas articulaciones, así también determinar las fuerzas mínimas para mantener su posición, esto proporcionara la información para el dimensionamiento de los componentes.

3.4.3 Sistema del antebrazo

El sistema del antebrazo abarca desde la articulación del codo, hasta la parte media de la mano, conformado por barras telescópicas manuales, las cuales permiten la regulación de longitud, mediante pernos de ajuste, este a su vez está fijado al cuerpo del paciente mediante velcro, y realiza la transmisión de energía mediante un sistema de polea, transformado la fuerza de tensión ejercida por el músculo artificial a momento de torsión, con el cual se pueden realizar los movimientos de abducción, y aducción del codo

3.4.4 Análisis estático del antebrazo

Para el análisis estático, se trata al antebrazo como una viga, cuyas cargas aplicables son radiales, las cuales consisten en el peso del antebrazo, el punto de apoyo estaría en la articulación del codo, generando un momento flector y una reacción en dirección vertical, además se suma el peso de la mano al extremo distal, debido a la proximidad de su centro de gravedad.

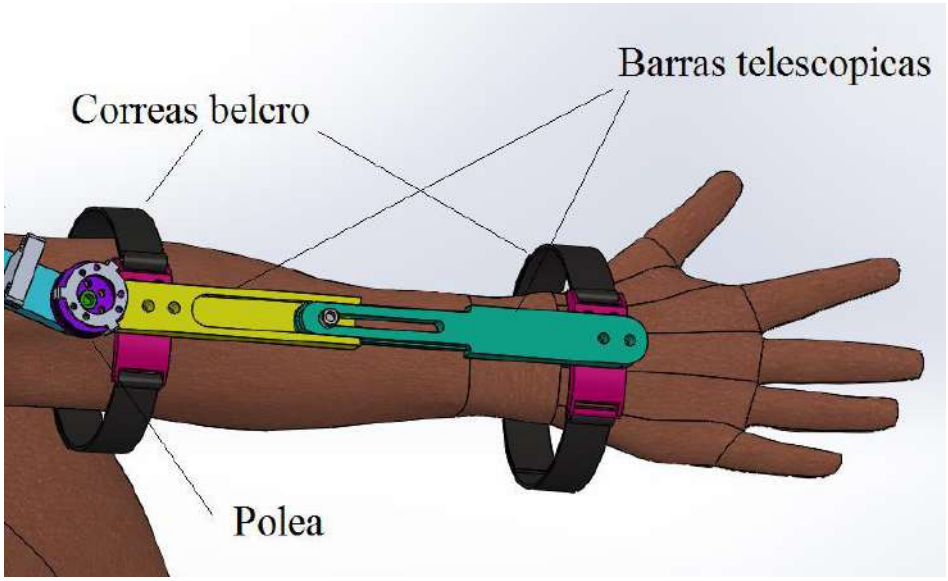


Fig. 49 Sistema del antebrazo
Fuente: Elaboración propia

Peso del antebrazo: 1.20 Kg
Peso de la mano: 0.45 Kg
Longitud: 24.1cm +17.8 cm = 41.9 cm
Centro de masa del antebrazo: a 10.4cm del codo
Centro de masa de la mano: a 9 cm de la muñeca

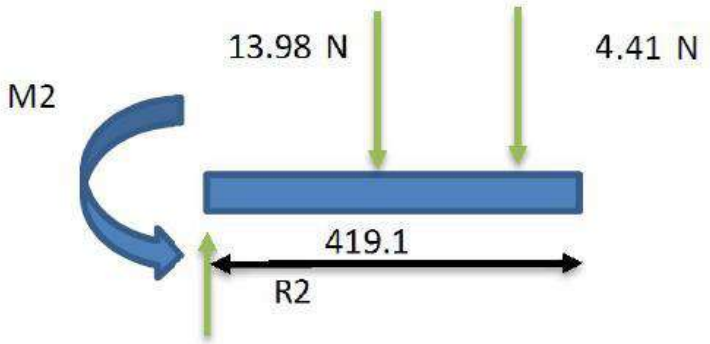


Fig. 50 Análisis de cargas
Fuente: Elaboración propia

$$\sum F = 0$$
$$R2 - 13.98 - 4.41 = 0$$
$$R2 = 18.39\ N$$
$$\sum M = 0$$
$$M2 - 10.4(13.98) - 4.41(24.1 + 9) = 0$$
$$M2 - 145.392 - 145.971 = 0$$
$$M2 = 291.363\ N.cm$$
$$M2 = 2.91\ N.m$$

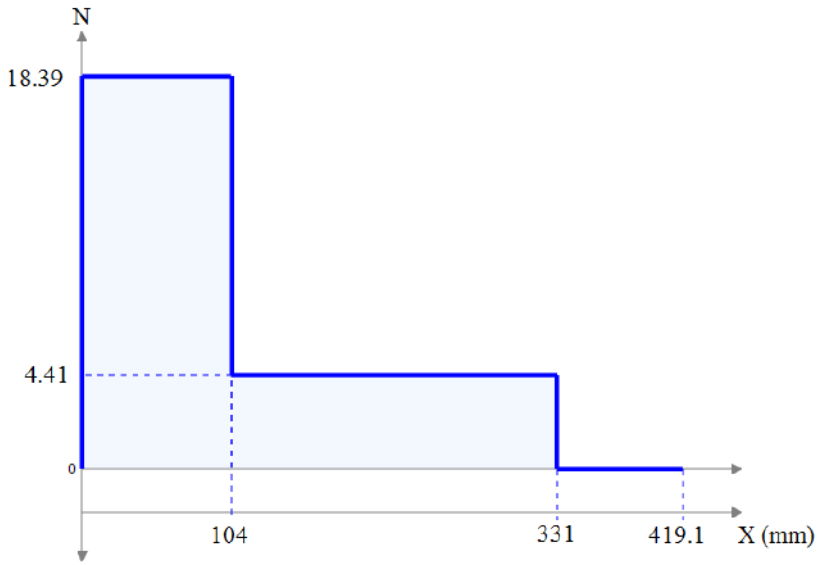


Fig. 51Diagrama de corte del antebrazo
Fuente: Elaboración propia

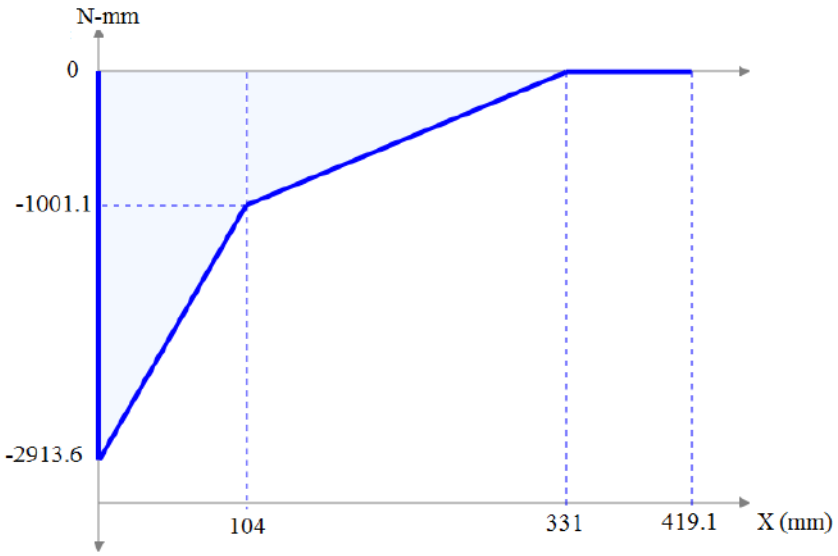


Fig. 52Diagrama de momentos del antebrazo
Fuente: Elaboración propia

La Fig. 52 muestra el momento máximo de 2.91 N-m ubicado en el extremo del antebrazo específicamente el codo, este momento ayuda a seleccionar el músculo artificial, por fuerza requerida,
El cortante es de 18.39N en la dirección vertical de abajo hacia arriba

3.5 Sistema del brazo

El brazo consta de dos barras telescópicas, reguladas al igual que el antebrazo, por un perno de presión, se sujeta al paciente mediante dos correas velcro situadas, cerca al codo y al hombro, permitiendo la contracción del bíceps, los movimientos de abducción y aducción del hombro en el plano frontal, son realizados por una polea ubicada en el hombro, activada por la fuerza de tensión que genera el músculo artificial.

3.6 Análisis estático del brazo

El sistema del brazo abarca desde la articulación del hombro hasta la articulación del codo, por ello, al haber dividido la estructura en dos sistemas, es necesario conocer la fuerza de corte y momento flexor que experimenta el codo, el punto de apoyo seria el extremo el hombro, en el extremo del codo se agrega la fuerza de corte y el momento flector que son producidos por el antebrazo.
El peso del brazo recae en su centro de masa, y mediante las ecuaciones de estática, se calculan las reacciones ocurridas en el hombro como se muestra a continuación:

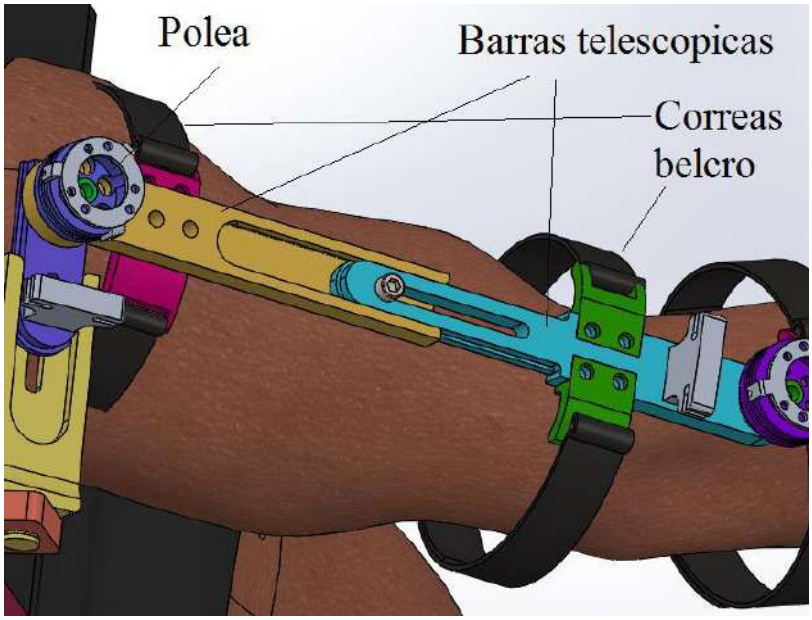


Fig. 53 Sistema del brazo
Fuente: Elaboración propia

Peso del brazo: 2.48 Kg
Longitud: 30.7 cm
Centro de masa del brazo: a 13.4 cm del codo

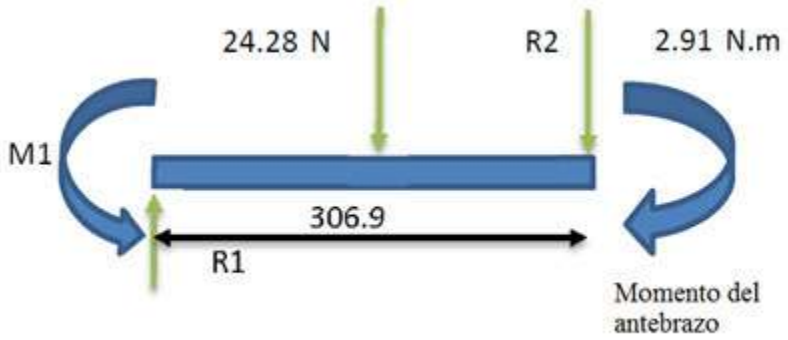


Fig. 54 Análisis de corte
Fuente elaboración propia

$$\sum F = 0$$
$$R1 - 24.28 - 18{,}39 = 0$$
$$R2 = 42.67\ N$$
$$\sum M = 0$$
$$M2 - 13.4(24.28) - 18.39(306.9) - 2.91 = 0$$
$$M2 - 11.80 = 0$$
$$M2 = 11.80\ N.m$$

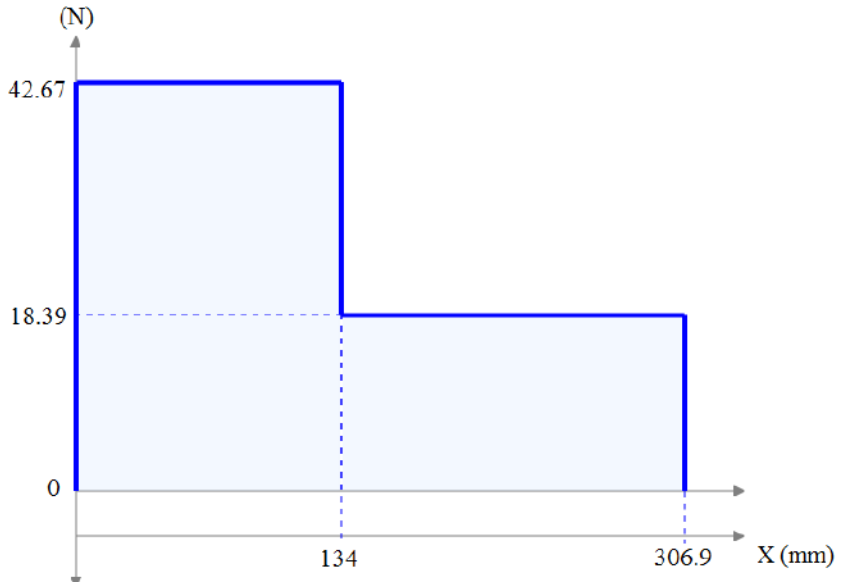


Fig. 55 Diagrama de corte del brazo
Fuente: Elaboración propia

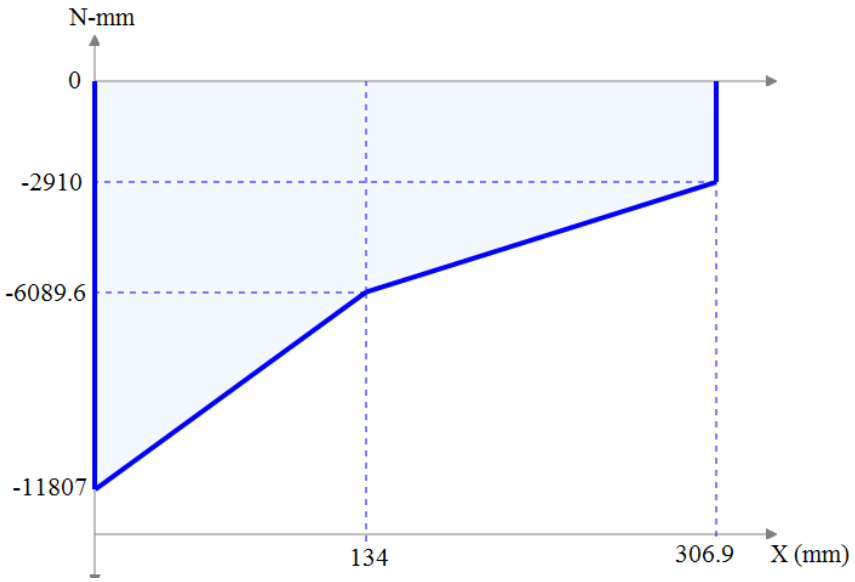


Fig. 56Diagrama de momento del brazo
Fuente Elaboración propia.

En la Fig. 55 y Fig.56 se muestra la reacción del brazo a los momentos de flexión y carga radial proporcionada por el antebrazo y el peso del mismo, siendo el momento máximo de flexión de 11.8Nm, así también el cortante máximo es de 42.67 N ubicado en el extremo izquierdo, el cual representa al hombro, y con estos datos obtener las áreas transversales mínimas y evaluar el factor de seguridad.

3.7 Análisis Dinámico

Los movimientos lentos de la estructura permiten una aproximación a un modelo estático como el de una viga, sin embargo los esfuerzos originados por su dinámica deben ser evaluados también. Los momentos generados en las articulaciones al romper la inercia de su posición inicial, será de mucho interés, para visualizar las fuerzas que actúan en la dinámica de su movimiento use utilizará la formulación Euler Lagrange.

3.8 Método de Euler Lagrange.

Muchos de los modelos de la vida real tienen muchas maneras de representarse matemáticamente, entre ellos la más general, es el modelo de Euler lagrange, para lograr utilizarlo, se debe tener un conocimiento claro sobre el comportamiento de dos tipos de energía: Energía potencial, y la Energía cinética.

3.8.1 Energía Potencial

La energía potencial se puede dividir de manera simple en:

Energía gravitacional: es la energía que adquiere un cuerpo en suspensión respecto a un punto de referencia, debido al empuje de la gravedad.

$$E_g = m.g.h$$

$m = masa$
$g = gravedad$
$h = altura\ entre\ el\ punto\ de\ referencia\ y\ el\ objeto\ de\ estudio$

Energía de resortes: es la energía que se almacena en los resortes al trabajar en compresión o tracción.

$$E_s = \frac{1}{2}K(l - l_0)^2$$

$K = constante\ de\ proporcionalidad$
$l = longitud\ del\ resorte\ luego\ de\ la\ contraccion\ o\ traccion$
$l_0 = longitud\ inicial\ del\ resorte$

3.8.2 Energía cinética

La energía cinética, es originada por un cuerpo en movimiento a una cierta velocidad en una determinada dirección.

$$E_c = \frac{1}{2}m.v^2$$

$m = masa$
$v = velocidad$

La formulación Euler lagrange, utiliza la energía potencial y cinética para obtener los momentos de torsión en las articulaciones o puntos de unión entre los segmentos

3.9 Modelo dinámico Euler Lagrange

Para obtener el modelo dinámico del brazo, se propone un sistema con 3 segmentos, los cuales son el brazo, el antebrazo y el antebrazo, teniendo así un sistema de tres grados de libertad, para simplicidad de cálculos, los ángulos son consecutivos, y de primer cuadrante, de esta manera se puede ubicar los tres segmentos en el espacio bidimensionales mediante ecuaciones polares

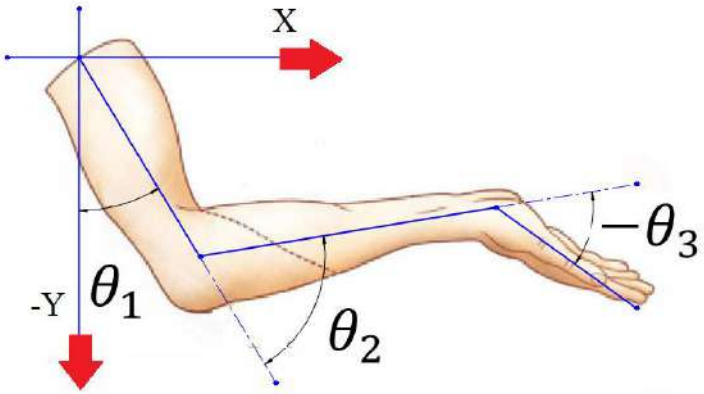


Fig. 57 Coordenadas polares
Fuente: Elaboración propia

Posicionamiento del segmento del brazo

$$S_{x1} = L_{1g} sen(\theta_1)$$
$$S_{y1} = -L_{1g} \cos(\theta_1)$$

Posicionamiento del antebrazo

$$S_{x2} = L_1 sen(\theta_1) + L_{2g} sen(\theta_1 + \theta_2)$$
$$S_{y2} = -L_1 cos(\theta_1) - L_{2g} cos(\theta_1 + \theta_2)$$

Posicionamiento de la mano

$$S_{x3} = L_1 sen(\theta_1) + L_2 sen(\theta_1 + \theta_2) + L_{3g} sen(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3);\ S_{y3} = -L_1 cos(\theta_1) - L_2 cos(\theta_1 + \theta_2) - L_{3g} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

Cálculos de la velocidad mediante la derivación del vector de posición

$$\dot{S}_{x1} = L_{1g} \cos(\theta_1)\, \dot{\theta}_1$$
$$\dot{S}_{y1} = L_{1g} \operatorname{sen}(\theta_1)\, \dot{\theta}_1$$
$$\dot{S}_{x2} = L_1 \cos(\theta_1)\, \dot{\theta}_1 + L_{2g} cos(\theta_1 + \theta_2)\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)$$
$$\dot{S}_{y2} = L_1 sen(\theta_1)\dot{\theta}_1 + L_{2g} sen(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)$$
$$\dot{S}_{x3} = L_1 \cos(\theta_1)\, \dot{\theta}_1 + L_2 cos(\theta_1 + \theta_2)\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right) + L_{3g} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)$$
$$\dot{S}_{y3} = L_1 sen(\theta_1)\dot{\theta}_1 + L_2 sen(\theta_1 + \theta_2)\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right) + L_{3g} sen(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)$$

Se denomina a la energía Cinética como T dado que:

$$T = \frac{1}{2}MV^2 + \frac{1}{2}I\dot{\theta}^2$$

Donde:

$$M = masa\ del\ segmento$$
$$V = velociodad$$
$$\theta = ángulo\ de\ giro$$
$$I = momento\ de\ inercia$$

Para calcular la energía cinética en cada segmento es necesario primero calcular la velocidad de los mismos, de la siguiente manera

$$V_1^2 = \dot{S}_{x1}^2 + \dot{S}_{y1}^2$$
$$V_2^2 = \dot{S}_{x2}^2 + \dot{S}_{y2}^2$$
$$V_3^2 = \dot{S}_{x3}^2 + \dot{S}_{y3}^2$$

I_1, I_2, I_3 Son los momentos de inercia de los segmentos brazo, antebrazo, y mano respectivamente

$$T_1 = \frac{1}{2}m_1\left(L_{1g}^2 sen^2(\theta_1)\dot{\theta}_1^2 + L_{1g}^2\cos^2(\theta_1)\dot{\theta}_1^2\right) + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2$$

$$\begin{aligned} T_2 = \frac{1}{2}m_2\Big\{&L_1^2\cos^2\theta_1\,\dot{\theta}_1^2 + L_{2g}^2\cos^2(\theta_1+\theta_2)\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)^2 + L_1^2\,\mathrm{sen}^2\,\theta_1\,\dot{\theta}_1^2 \\ &+ L_{2g}^2\,\mathrm{sen}^2(\theta_1+\theta_2)\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)^2 \\ &+ 2L_1L_{2g}\dot{\theta}_1\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)[cos\theta_1\cos(\theta_1+\theta_2) + sen\theta_1 sen(\theta_1+\theta_2)]\Big\} \\ &+ \frac{1}{2}I_2\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)^2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T_3 = \frac{1}{2}m_3\Big\{&L_1^2\cos^2\theta_1\,\dot{\theta}_1^2 + L_2^2\cos^2(\theta_1+\theta_2)\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)^2 \\ &+ L_{3g}^2\cos^2(\theta_1+\theta_2+\theta_3)\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3\right)^2 + L_1^2\,\mathrm{sen}^2\,\theta_1\,\dot{\theta}_1^2 \\ &+ L_2^2\,\mathrm{sen}^2(\theta_1+\theta_2)\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)^2 \\ &+ L_{3g}^2\,\mathrm{sen}^2(\theta_1+\theta_2+\theta_3)\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3\right)^2 + 2L_1L_2\dot{\theta}_1\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)\cos\theta_2 \\ &+ 2L_1L_{3g}\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)\cos(\theta_2+\theta_3) \\ &+ 2L_2L_{3g}\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3\right)\cos\theta_3\Big\} + \frac{1}{2}I_3\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3\right)^2 \end{aligned}$$

Reduciendo ambas expresiones a lo más elemental e irreductible quedaría de la siguiente manera

$$T_1 = \frac{1}{2}m_1\left(L_{1g}^2\dot{\theta}_1^2\right) + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2$$

$$T_2 = \frac{1}{2}m_2\left\{L_1^2\dot{\theta}_1^2 + L_{2g}^2\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)^2 + 2L_1L_{2g}\dot{\theta}_1\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)\cos\theta_2\right\} + \frac{1}{2}I_2\left(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2\right)^2$$

$$T_3 = \frac{1}{2}m_3\left\{L_1^2\dot{\theta}_1^2 + L_2^2\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)^2 + L_{3g}^2\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3\right)^2 + 2L_1L_2\dot{\theta}_1\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)\cos\theta_2 \right.$$
$$+ 2L_1L_{3g}\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)\cos(\theta_2 + \theta_3)$$
$$\left. + 2L_2L_{3g}\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3\right)\cos\theta_3\right\} + \frac{1}{2}I_3\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3\right)^2$$

La energía potencial gravitatoria se define como V y para los tres segmentos vendría dada de la siguiente manera:

$$V = mgl$$
$$m = masa\ del\ segmento$$
$$g = gravedad$$
$$l = longitud\ del\ segmento$$

$$V_1 = -m_1gL_{1g}cos\theta_1$$
$$V_2 = -m_2g\left[L_1cos\theta_1 + L_{2g}\cos(\theta_1 + \theta_2)\right]$$
$$V_3 = -m_3g\left[L_1cos\theta_1 + L_2\cos(\theta_1 + \theta_2) + L_{3g}\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)\right]$$

Ahora según la ley de LaGrange de la cual el Lagrangeano L está definido por:

$$L = T - V$$
$$L = T_1 + T_2 + T_3 - V_1 - V_2 - V_3$$
$$L = \frac{1}{2}m_1\left(L_{1g}^2\dot{\theta}_1^2\right) + \frac{1}{2}m_2\left\{L_1^2\dot{\theta}_1^2 + L_{2g}^2\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)^2 + 2L_1L_{2g}\dot{\theta}_1\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)cos\theta_2\right\}$$
$$+ \frac{1}{2}m_3\left\{L_1^2\dot{\theta}_1^2 + L_2^2\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)^2 + L_{3g}^2\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3\right)^2\right.$$
$$+ 2L_1L_2\dot{\theta}_1\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)\cos\theta_2 + 2L_1L_{3g}\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)\cos(\theta_2 + \theta_3)$$
$$\left. + 2L_2L_{3g}\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3\right)\cos\theta_3\right\} + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}I_2\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)^2$$
$$+ \frac{1}{2}I_3\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3\right)^2 + m_1gL_{1g}cos\theta_1$$
$$+ m_2g\left[L_1cos\theta_1 + L_{2g}\cos(\theta_1 + \theta_2)\right]$$
$$+ m_3g\left[L_1cos\theta_1 + L_2\cos(\theta_1 + \theta_2) + L_{3g}\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)\right]$$

Siguiendo con la formulación Euler LaGrange en la cual:

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

Empezando con las derivadas parciales.

$$\frac{\partial L}{\partial\dot{\theta}_1} = m_1L_{1g}^2\dot{\theta}_1 + m_2L_1^2\dot{\theta}_1 + m_2L_{2g}^2\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right) + m_2L_1L_{2g}cos\theta_2\left(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right) + m_3L_1^2\dot{\theta}_1$$
$$+ m_3L_2^2\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right) + m_3L_{3g}^2\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3\right) + m_3L_1L_2\left(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right)cos\theta_2$$
$$+ m_3L_1L_{3g}\left(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3\right)\cos(\theta_2 + \theta_3)$$
$$+ m_3L_2L_{3g}\left(2\dot{\theta}_1 + 2\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3\right)cos\theta_3 + I_1\dot{\theta}_1 + I_2\left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2\right) + I_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2$$
$$+ \dot{\theta}_3)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_1} = -m_1 g L_{1g} sen\theta_1 - m_2 g\left[L_1 sen\theta_1 + L_{2g} sen(\theta_1+\theta_2)\right] - m_3 g\left[L_1 sen\theta_1 + L_2 sen(\theta_1+\theta_2) + L_{3g} sen(\theta_1+\theta_2+\theta_3)\right]$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} = m_2\left[L_{2g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + L_1 L_{2g}\dot{\theta}_1 cos\theta_2\right] + m_3\left[L_2^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + L_{3g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3) + L_1 L_2\dot{\theta}_1 cos\theta_2 + L_1 L_{3g}\dot{\theta}_1\cos(\theta_2+\theta_3) + L_2 L_{3g}(2\dot{\theta}_1+2\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)cos\theta_3\right] + I_2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + I_3(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_2} = -m_2 L_1 L_{2g}(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_2\dot{\theta}_1)sen\theta_2 - m_3[L_1 L_2(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_2\dot{\theta}_1)sen\theta_2 + L_1 L_{3g}(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3\dot{\theta}_1)sen(\theta_2+\theta_3)] - m_2 g L_{2g} sen(\theta_1+\theta_2) - m_3 g[L_2 sen(\theta_1+\theta_2) + L_{3g} sen(\theta_1+\theta_2+\theta_3)]$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_3} = m_3\left[L_{3g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3) + L_1 L_{3g}\dot{\theta}_1\cos(\theta_2+\theta_3) + L_2 L_{3g}(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)cos\theta_3\right] + I_3(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_3} = -m_3\left[L_1 L_{3g}(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3)sen(\theta_2+\theta_3) + L_2 L_{3g}(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)sen\theta_3\right] - m_3 g L_{3g} sen(\theta_1+\theta_2+\theta_3)$$

Reemplazando las ecuaciones con los valores anteriores se tiene:

Torque para el segmento del brazo.

$$\tau_1 = \frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1}\right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1}$$

$$\tau_1 = \frac{d}{dt}\{m_1 L_{1g}^2\dot{\theta}_1 + m_2 L_1^2\dot{\theta}_1 + m_2 L_{2g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + m_2 L_1 L_{2g} cos\theta_2(2\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + m_3 L_1^2\dot{\theta}_1 + m_3 L_2^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + m_3 L_{3g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3) + m_3 L_1 L_2(2\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)cos\theta_2 + m_3 L_1 L_{3g}(2\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)\cos(\theta_2+\theta_3) + m_3 L_2 L_{3g}(2\dot{\theta}_1+2\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)cos\theta_3 + I_1\dot{\theta}_1 + I_2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + I_3(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)\} - \{-m_1 g L_{1g} sen\theta_1 - m_2 g\left[L_1 sen\theta_1 + L_{2g} sen(\theta_1+\theta_2)\right] - m_3 g\left[L_1 sen\theta_1 + L_2 sen(\theta_1+\theta_2) + L_{3g} sen(\theta_1+\theta_2+\theta_3)\right]\}$$

$$\tau_1 = \frac{d}{dt}\{m_1 L_{1g}^2\dot{\theta}_1 + m_2 L_1^2\dot{\theta}_1 + m_2 L_{2g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + m_2 L_1 L_{2g} cos\theta_2(2\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + m_3 L_1^2\dot{\theta}_1 + m_3 L_2^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + m_3 L_{3g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3) + m_3 L_1 L_2(2\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)cos\theta_2 + m_3 L_1 L_{3g}(2\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)\cos(\theta_2+\theta_3) + m_3 L_2 L_{3g}(2\dot{\theta}_1+2\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)cos\theta_3 + I_1\dot{\theta}_1 + I_2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2) + I_3(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)\} + m_1 g L_{1g} sen\theta_1 + m_2 g\left[L_1 sen\theta_1 + L_{2g} sen(\theta_1+\theta_2)\right] + m_3 g\left[L_1 sen\theta_1 + L_2 sen(\theta_1+\theta_2) + L_{3g} sen(\theta_1+\theta_2+\theta_3)\right]$$

$$\tau_1 = m_1 L_{1g}^2 \ddot{\theta}_1 + m_2 L_1^2 \ddot{\theta}_1 + m_2 L_{2g}^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_2 L_1 L_{2g} [cos\theta_2 (2\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - sen\theta_2 (\dot{\theta}_2)(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)] + m_3 L_1^2 \ddot{\theta}_1 + m_3 L_2^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_3 L_{3g}^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + m_3 L_1 L_2 [cos\theta_2 (2\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - sen\theta_2 (\dot{\theta}_2)(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)] + m_3 L_1 L_{3g} [\cos(\theta_2 + \theta_3)(2\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) - sen(\theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)] + m_3 L_2 L_{3g} [cos\theta_3 (2\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) - sen\theta_3 (\dot{\theta}_3)(2\dot{\theta}_1 + 2\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)] + I_1 \ddot{\theta}_1 + I_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + I_3 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + m_1 g L_{1g} sen\theta_1 + m_2 g [L_1 sen\theta_1 + L_{2g} sen(\theta_1 + \theta_2)] + m_3 g [L_1 sen\theta_1 + L_2 sen(\theta_1 + \theta_2) + L_{3g} sen(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)]$$

$$\tau_1 = \ddot{\theta}_1 [m_2 L_1^2 + m_2 L_{2g}^2 + m_3 L_1^2 + m_3 L_2^2 + m_3 L_{3g}^2 + 2m_3 L_1 L_2 cos\theta_2 + 2m_3 L_1 L_{3g} \cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3 L_2 L_{3g} cos\theta_3 + I_1 + I_2 + I_3] + \ddot{\theta}_2 [m_2 L_{2g}^2 + m_2 L_1 L_{2g} cos\theta_2 + m_3 L_2^2 + +m_3 L_{3g}^2 + m_3 L_1 L_2 cos\theta_2 + m_3 L_1 L_{3g} \cos(\theta_2 + \theta_3) + m_3 L_2 L_{3g} cos\theta_3 + I_2 + I_3] + \ddot{\theta}_3 [m_3 L_{3g}^2 + m_3 L_1 L_{3g} \cos(\theta_2 + \theta_3) + m_3 L_2 L_{3g} cos\theta_3 + I_3] + \dot{\theta}_1 [0] + \dot{\theta}_2 [-m_2 L_1 L_{2g} sen\theta_2 (2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - m_3 L_1 L_2 sen\theta_2 (2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - m_3 L_1 L_{3g} sen(\theta_2 + \theta_3)(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)] + \dot{\theta}_3 [-m_3 L_1 L_{3g} sen(\theta_2 + \theta_3)(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - m_3 L_2 L_{3g} sen\theta_3 (2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)] + m_1 g L_{1g} sen\theta_1 + m_2 g [L_1 sen\theta_1 + L_{2g} sen(\theta_1 + \theta_2)] + m_3 g [L_1 sen\theta_1 + L_2 sen(\theta_1 + \theta_2) + L_{3g} sen(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)]$$

Torque para el segmento del antebrazo

$$\tau_2 = \frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2}\right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_2}$$

$$\tau_2 = \frac{d}{dt}\{m_2 [L_{2g}^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + L_1 L_{2g} \dot{\theta}_1 cos\theta_2] + m_3 [L_2^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + L_{3g}^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) + L_1 L_2 \dot{\theta}_1 cos\theta_2 + L_1 L_{3g} \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2 + \theta_3) + L_2 L_{3g} (2\dot{\theta}_1 + 2\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) cos\theta_3] + I_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + I_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)\} - \{-m_2 L_1 L_{2g} (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1) sen\theta_2 - m_3 [L_1 L_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1) sen\theta_2 + L_1 L_{3g} (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \dot{\theta}_1) sen(\theta_2 + \theta_3)] - m_2 g L_{2g} sen(\theta_1 + \theta_2) - m_3 g [L_2 sen(\theta_1 + \theta_2) + L_{3g} sen(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)]\}$$

$$\tau_2 = \frac{d}{dt}\{m_2[L_{2g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)+L_1L_{2g}\dot{\theta}_1 cos\theta_2]$$
$$+ m_3[L_2^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)+L_{3g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)+L_1L_2\dot{\theta}_1 cos\theta_2$$
$$+ L_1L_{3g}\dot{\theta}_1\cos(\theta_2+\theta_3)+L_2L_{3g}(2\dot{\theta}_1+2\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)cos\theta_3]$$
$$+ I_2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)+I_3(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)\}+m_2L_1L_{2g}(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_2\dot{\theta}_1)sen\theta_2$$
$$+ m_3[L_1L_2(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_2\dot{\theta}_1)sen\theta_2$$
$$+ L_1L_{3g}(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3\dot{\theta}_1)sen(\theta_2+\theta_3)]+m_2gL_{2g}sen(\theta_1+\theta_2)$$
$$+ m_3g[L_2sen(\theta_1+\theta_2)+L_{3g}sen(\theta_1+\theta_2+\theta_3)]$$

$$\tau_2 = m_2\{L_{2g}^2(\ddot{\theta}_1+\ddot{\theta}_2)+L_1L_{2g}[\ddot{\theta}_1 cos\theta_2 - sen\theta_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2]\}$$
$$+ m_3\{[L_2^2(\ddot{\theta}_1+\ddot{\theta}_2)+L_{3g}^2(\ddot{\theta}_1+\ddot{\theta}_2+\ddot{\theta}_3)$$
$$+ L_1L_2[\ddot{\theta}_1 cos\theta_2 - sen\theta_2(\dot{\theta}_2\dot{\theta}_1)]$$
$$+ L_1L_{3g}[\ddot{\theta}_1\cos(\theta_2+\theta_3)-sen(\theta_2+\theta_3)(\dot{\theta}_1)(\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)]$$
$$+ L_2L_{3g}[(2\ddot{\theta}_1+2\ddot{\theta}_2+\ddot{\theta}_3)cos\theta_3 - sen\theta_3(\dot{\theta}_3)(2\dot{\theta}_1+2\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)]\}$$
$$+ I_2(\ddot{\theta}_1+\ddot{\theta}_2)+I_3(\ddot{\theta}_1+\ddot{\theta}_2+\ddot{\theta}_3)+m_2L_1L_{2g}(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_2\dot{\theta}_1)sen\theta_2$$
$$+ m_3[L_1L_2(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_2\dot{\theta}_1)sen\theta_2$$
$$+ L_1L_{3g}(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3\dot{\theta}_1)sen(\theta_2+\theta_3)]+m_2gL_{2g}sen(\theta_1+\theta_2)$$
$$+ m_3g[L_2sen(\theta_1+\theta_2)+L_{3g}sen(\theta_1+\theta_2+\theta_3)]$$

$$\tau_2 = \ddot{\theta}_1[m_2L_{2g}^2+m_2L_1L_{2g}cos\theta_2+m_3L_2^2+m_3L_{3g}^2+m_3L_1L_2cos\theta_2$$
$$+ m_3L_1L_{3g}\cos(\theta_2+\theta_3)+m_3L_2L_{3g}2cos\theta_3+I_2+I_3]$$
$$+ \ddot{\theta}_2[m_2L_{2g}^2+m_3L_2^2+m_3L_{3g}^2+m_3L_2L_{3g}2\ddot{\theta}_2cos\theta_3+I_2+I_3]$$

Torque para el segmento de la mano

$$\tau_3 = \frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_3}\right)-\frac{\partial L}{\partial \theta_3}$$

$$\tau_3 = \frac{d}{dt}\{m_3[L_{3g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)+L_1L_{3g}\dot{\theta}_1\cos(\theta_2+\theta_3)+L_2L_{3g}(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)cos\theta_3]$$
$$+ I_3(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)\}$$
$$- \{-m_3[L_1L_{3g}(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3)sen(\theta_2+\theta_3)$$
$$+ L_2L_{3g}(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)sen\theta_3]-m_3gL_{3g}sen(\theta_1+\theta_2+\theta_3)\}$$

$$\tau_3 = \frac{d}{dt}\{m_3[L_{3g}^2(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)+L_1L_{3g}\dot{\theta}_1\cos(\theta_2+\theta_3)+L_2L_{3g}(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)cos\theta_3]$$
$$+ I_3(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)\}$$
$$+ m_3[L_1L_{3g}(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3)sen(\theta_2+\theta_3)$$
$$+ L_2L_{3g}(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)sen\theta_3]+m_3gL_{3g}sen(\theta_1+\theta_2+\theta_3)$$

$$\tau_3 = m_3\{L_{3g}^2(\ddot{\theta}_1+\ddot{\theta}_2+\ddot{\theta}_3)+L_1L_{3g}[\ddot{\theta}_1\cos(\theta_2+\theta_3)-sen(\theta_2+\theta_3)(\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)(\dot{\theta}_1)]$$
$$+ L_2L_{3g}[(\ddot{\theta}_1+\ddot{\theta}_2)cos\theta_3 - sen\theta_3(\dot{\theta}_3)(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)]\}+I_3(\ddot{\theta}_1+\ddot{\theta}_2+\ddot{\theta}_3)$$
$$+ m_3[L_1L_{3g}(\dot{\theta}_1^2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3)sen(\theta_2+\theta_3)$$
$$+ L_2L_{3g}(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2)(\dot{\theta}_1+\dot{\theta}_2+\dot{\theta}_3)sen\theta_3]+m_3gL_{3g}sen(\theta_1+\theta_2+\theta_3)$$

Luego se podrá darle la forma en la que se presenta la ecuación de Euler – Lagrange, sin embargo para facilidad de análisis más adelante, se hace una interpretación distinta y se lleva a una forma matricial donde

$$\tau = [\,\tau_1\ \tau_2\ \tau_3]^T$$
$$\theta = [\,\theta_1\ \theta_2\ \theta_3]^T$$
$$\tau = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \ddot{\theta} + \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{bmatrix} \dot{\theta} + \begin{bmatrix} G_{11} \\ G_{21} \\ G_{31} \end{bmatrix}$$

En la cual se define a M como matriz de momentos inerciales al notarse en ella la presencia de las tres inercias.

Los valores de las matrices vienen dados a continuación.

$$M(\theta) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix}$$
$$C(\theta, \dot{\theta}) = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{bmatrix}$$
$$G(\theta) = \begin{bmatrix} G_{11} \\ G_{21} \\ G_{31} \end{bmatrix}$$

Teniendo la forma matricial, es posible implementarlo en Matlab, y obtener la respuesta dinámica del sistema partiendo del reposo, dados los siguientes parámetros

Peso = 75 kg
Altura = 1.65 m

Tabla 3 Parámetros utilizados en el modelo dinámico

Segmento	Masa (m)	Momento de Inercia (I)	Longitud (L)	Centro de masa proximal(L_g)	Angulo de giro(θ)
Brazo	2.475 kg	306.9 mm	306.9 mm	0.0685 kg/m2	0°-90°
Antebrazo	1.425 kg	240.9 mm	240.9 mm	0.0229 kg/m2	0°- 0°
Mano	0.45 kg	178.2 mm	178.2 mm	0.0049 kg/m2	0°- 0°

Fuente: Elaboración propia

Reemplazando estos valores en la ecuación de Euler Lagrange, se obtienen los momentos originados a partir del punto de reposo.

En el hombro existe un pequeño pico de torsión, para salir del reposo, y al llegar a los 90° que es la posición de extensión completa, se obtiene 11.8 N-m que confirma el análisis estático,

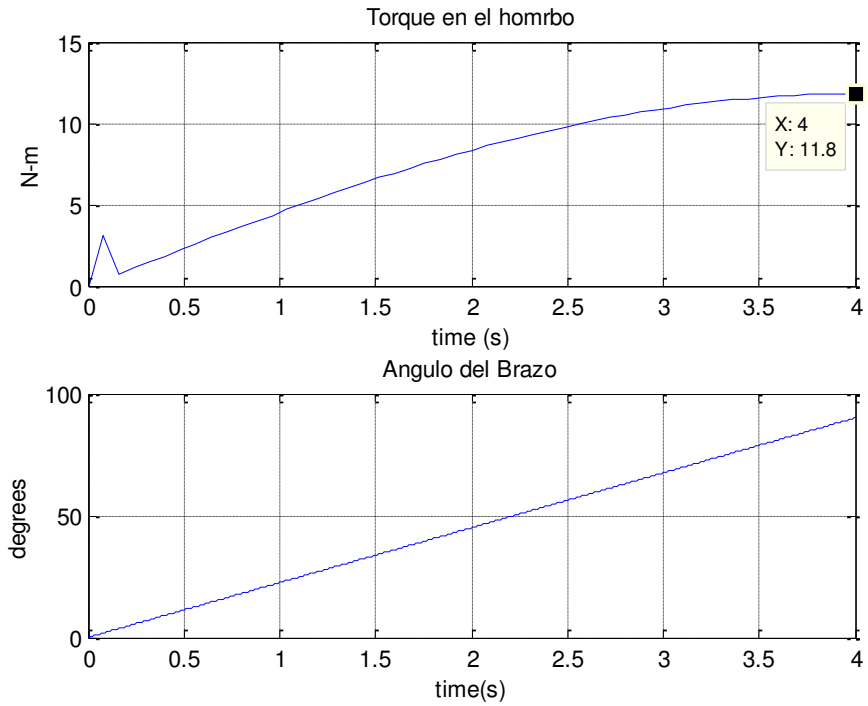


Fig. 58 Momento y Angulo del brazo
Fuente: Elaboración propia

En la articulación del codo, también existe un pequeño torque para sacar al antebrazo de su estado de reposo, en ángulo se mantiene en 0° que representa la extensión entre el brazo y antebrazo, al establecerse en la posición de brazo extendido el torque llega a los 2.91 N-m.

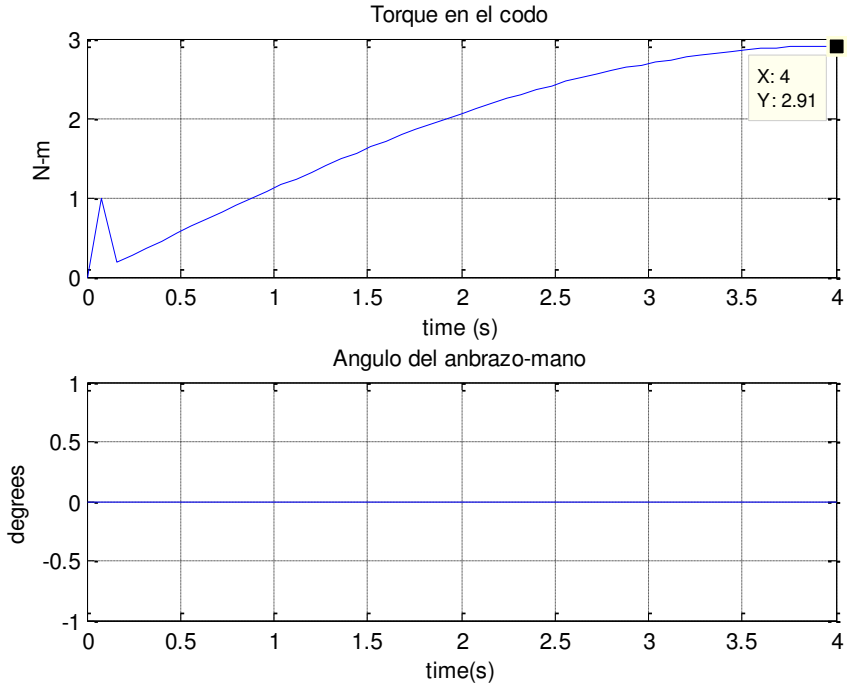


Fig. 59 Momento y Angulo del Antebrazo
Fuente: Elaboración propia

En la articulación de la muñeca existe también un torque muy pequeño para mantenerla en su posición extendida a lo largo del recorrido hasta el punto de extensión.
El exoesqueleto no posee grado de libertad en la muñeca, esta estará sujeta mediante los cierres velcro manteniéndola en la posición de extendido, el torque de 0.38N-m que se da en la posición de extensión será soportada por la estructura.

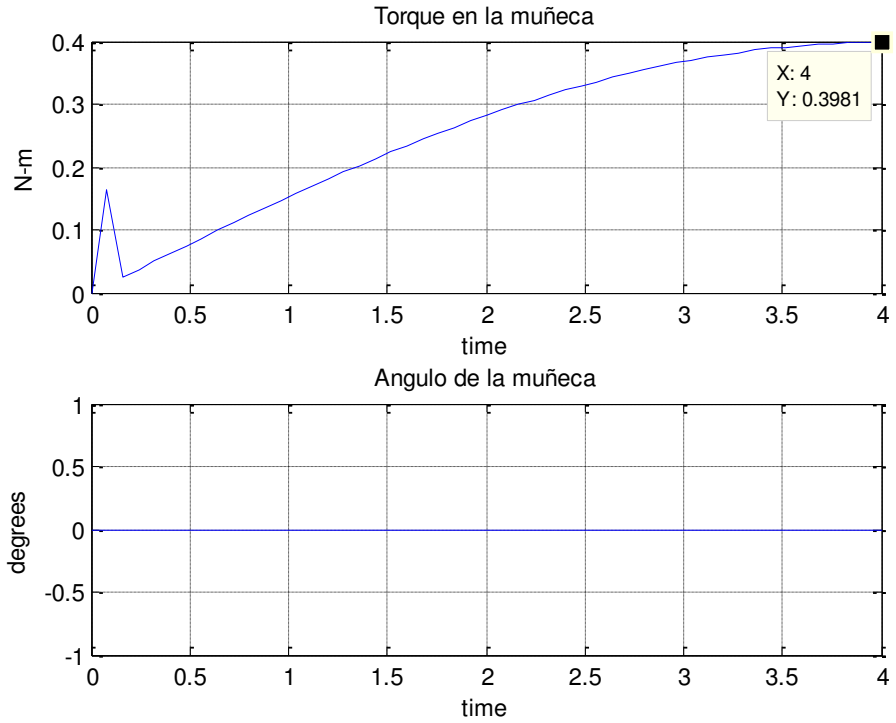


Fig. 60 Momento y ángulo de la muñeca
Fuente: elaboración

3.10 Diseño de detalle

Una vez realizado el diseño conceptual, se obtienen las propuestas de solución, así también los esfuerzos y cargas que soportara la estructura, así como también los sistemas de sujeción, para el paciente y para los componentes como actuadores y el tanque de aire.

En la etapa del diseño de detalle, consiste en analizar, el diseño conceptual seleccionando material, y dimensiones apropiadas, garantizando su correcto funcionamiento, sin riesgo de falla bajo sus ciclos de trabajo.

En la actualidad, existe una gran variedad de herramientas, para el desarrollo de pruebas, que ayudan a esclarecer y verificar de manera precisa, los diferentes esfuerzos que afectan al producto, que combinado con los conocimientos en ingeniería, por parte del diseñador pueden solucionar posibles fallas, mejorando la calidad del producto hasta satisfacer las especificaciones requeridas. [97]

3.10.1 Análisis del perfil utilizado en las barras telescópicas.

Las barras telescópicas utilizadas para las zonas del brazo y antebrazo serán evaluadas, para obtener los esfuerzos máximos de flexión a los cuales serán sometidas como resultado de los momentos producidos por el peso de las extremidades.

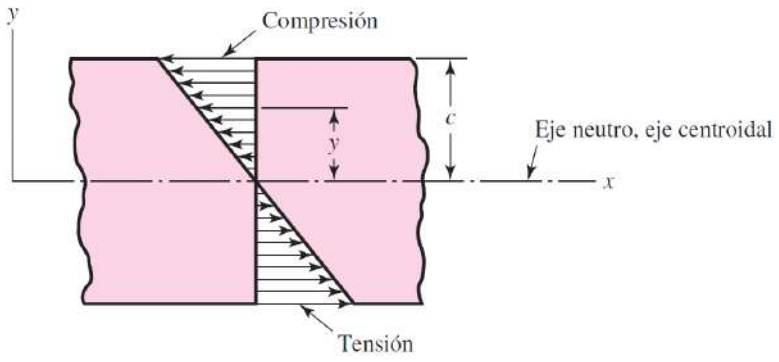


Fig. 61 Distribución del esfuerzo de flexión actuando sobre una viga
Fuente: [97]

El esfuerzo máximo de flexión ocurre en la parte del perfil donde la distancia a centroide es la mayor, y está dada por la siguiente formula.

$$\sigma_{Max} = \frac{M.C}{I}$$

Donde:

$$M = momento\ flector\ maximo$$
$$C = distancia\ del\ centroide\ a\ la\ parte\ superior$$
$$I = segundo\ momento\ de\ area$$
$$I = \int c^2 dA$$

También se puede representar de la forma:

$$\sigma_{Max} = \frac{M}{Z}$$

Donde

$$Z = \frac{I}{C}$$
$$Z = módulo\ de\ seccion$$

Se dividirá en dos segmentos, siendo bazo y antebrazo, de los cuales se tienen los momentos máximos de flexión obtenidos mediante el análisis estático realizado en el apartado anterior, el momento máximo en el brazo se sitúa en la articulación del hombro, con 11.8Nm, en el caso del antebrazo, el máximo momento de flexión se da en la articulación del codo, con 2.91Nm.

Se utilizó el programa Solidwork para el diseño de los perfiles y de toda la estructura mecánica.

Las barras telescópicas están formadas por dos partes que conectan, de las cuales el perfil de la pieza más frágil es el la mostrada en la Fig. 62

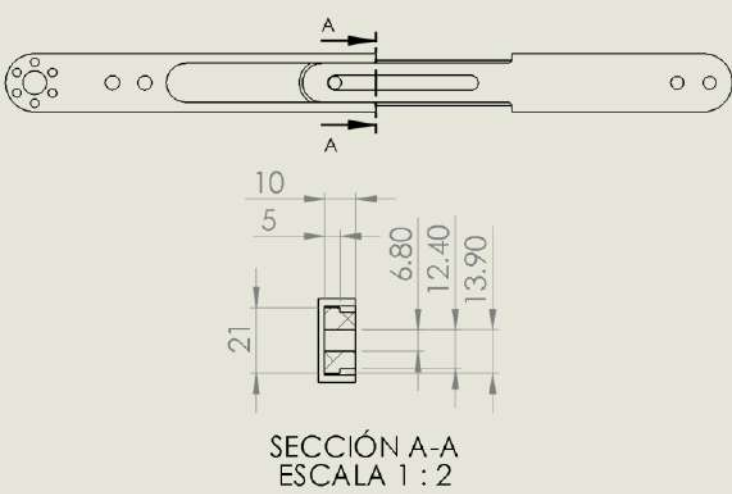


Fig. 62 Perfil de la barra telescópica del antebrazo
Fuente: Elaboración propia

Se calcula el segundo momento de área partiendo de las dimensiones del perfil.

$$Area\ total = \ 131\ mm^2$$
$$I_x = 6070.4\ mm^4 = 6070.4x10^{-12}m^4$$
$$c = 10.5\ mm = 10.5x10^{-3}m$$
$$z = 578x10^{-9}m^3$$

Para la articulación del antebrazo se tendría:

$$\sigma_{Max} = \frac{M_{antebrazo}}{Z}$$

El punto analizado se encuentra a 151 mm del codo, según el diagrama de momentos mostrado en la Fig. 59 el momento flector en ese punto es de 1.3 Nm

$$M_{Antebrazo} = 1.3\ Nm$$

Con ello el esfuerzo máximo es:

$$\sigma_{Max} = 2.25\ MPa$$

Sin embargo esta región no es maciza y presenta un ojal que atraviesa la estructura por lo cual se debe agregar un factor por concentración de esfuerzos, según la gráfica A1 del anexo A.

$$K = 2.1$$

Con lo cual el esfuerzo máximo es de $4.7\ MPa$ otorgando un factor de seguridad 59.

En la región del brazo, el análisis es similar al del antebrazo, pues el mismo perfil de la Fig.62 se usó en ambas barras telescópicas, lo único distinto es la magnitud del momento que sufre la zona analizada, en este caso la sección analizada del brazo se encuentra a 156mm del hombro

Se calcula el segundo momento de área partiendo de las dimensiones del perfil.

$$Area\ total = 131\ mm^2$$
$$I_x = 6070.4\ mm^4 = 6070.4x10^{-12} m^4$$
$$c = 10.5\ mm = 10.5x10^{-3}\ m$$
$$z = 578x10^{-9}\ m^3$$

Para la articulación del antebrazo se tendría:

$$\sigma_{Max} = \frac{M_{brazo}}{Z}$$

El punto analizado se encuentra a 156 mm del hombro, según el diagrama de momentos mostrado en la Fig. 58 el momento flector en ese punto es de 6.7 Nm

$$M_{Antebrazo} = 6.7\ Nm$$

Con ello el esfuerzo máximo es:

$$\sigma_{Max} = 11.6\ MPa$$

De igual forma que el antebrazo, este esfuerzo calculado se ve afectado por un factor de concentración de esfuerzos debido al ojal que existe en la estructura, que según la tabla 1 anexo A

$$K = 2.1$$

Con lo cual el esfuerzo resultante es de 24.2 MPa otorgando un factor de seguridad 11.

Tras obtener los esfuerzos máximos teóricos, cabe aclarar que los resultados obtenidos deberán ser validados con ayuda del software SolidWorks mediante elementos finitos, pues en el análisis teórico no se han considerado el peso de la estructura.

3.10.2 Selección del diámetro de polea de hombro y codo.

Las poleas que irán ubicadas en el hombro y el codo respectivamente, deben ser dimensionadas de acuerdo al recorrido angular que realizaran y a la máxima longitud que se puede comprimir el músculo artificial (aprox. 20%); otro aspecto a tener en cuenta, es el torque mínimo requerido para efectuar el movimiento de abducción y extensión.

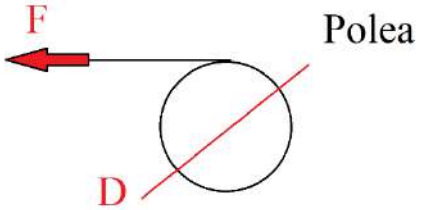


Fig. 63 Torque en polea.
Fuente: Elaboración propia

$$T_{min} = F.\frac{D}{2}$$

El músculo artificial utilizado otorga una fuerza máxima de 1200 N, y tiene una longitud de 300 mm.

$$T_{hombro} = 11.8Nm$$
$$11.8Nm = 1200N.\frac{D_{hombro}}{2}$$
$$D_{hombro} = 19.6\ mm$$
$$T_{codo} = 2.91Nm$$
$$2.91Nm = 1200.\frac{D_{codo}}{2}$$
$$D_{codo} = 4.85\ mm$$

Según la máxima longitud del músculo artificial (PAM):

$$L_{PAM} = 20\%\ (300\ mm)$$
$$L_{PAM} = 60mm$$

El Angulo que deben recorrer el brazo y el antebrazo en los movimientos de abducción

$$\theta_{hombro} = 150°$$
$$\theta_{codo} = 180°$$
$$L_{PAM} = \frac{\pi D\theta}{360}$$
$$\frac{360L_{PAM}}{\pi\theta} = D$$
$$D_{hombro} = 45\ mm$$
$$D_{codo} = 38\ mm$$

Las poleas tienen un diámetro delimitado por:

$$19.6\ mm < D_{hombro} < 45\ mm$$
$$4.85\ mm < D_{codo} < 38mm$$

Para simplicidad ambas poleas serán de 38 mm de diámetro, se reduce su peso haciéndolas huecas, y al mismo tiempo se aumenta su resistencia a la torsión.

3.10.3 Análisis de esfuerzos mediante software

Una vez dimensionadas las piezas importantes, se puede comenzar con el análisis de esfuerzos, y determinar el factor de seguridad, en este análisis se utilizan los valores de fuerza y longitud, a su vez se agrega el peso mismo de la estructura.

Para el cálculo de los esfuerzos producidos en las piezas, se utilizará el método de von mises con ayuda del software SolidWork, se divide el análisis en poleas, ejes, barras telescópicas, y soporte del tanque de aire comprimido, siendo estas piezas las más importantes en el exoesqueleto.

Con este análisis se puede validar el diseño, y así mismo se podrá corregir o modificar, algunas medidas para obtener un factor de seguridad adecuado.
El exoesqueleto trabaja en un rango de longitud, por ello se hará el análisis correspondiente a la mayor altura (1.75m), en la cual todas las partes del exoesqueleto, están sometidas al mayor esfuerzo, utilizando las máximas longitudes, la ventaja de esto, es que validando el diseño en su máxima longitud, garantiza el trabajo en todo el rango de estaturas.

3.10.4 Análisis de las barras telescópicas

Las barras telescópicas están ubicadas en la espalda, el brazo y el antebrazo, dado que estas zonas, varían su tamaño considerablemente según la estatura.
Se dividirá el estudio de barras telescópicas, en espalda, hombro, brazo y antebrazo.

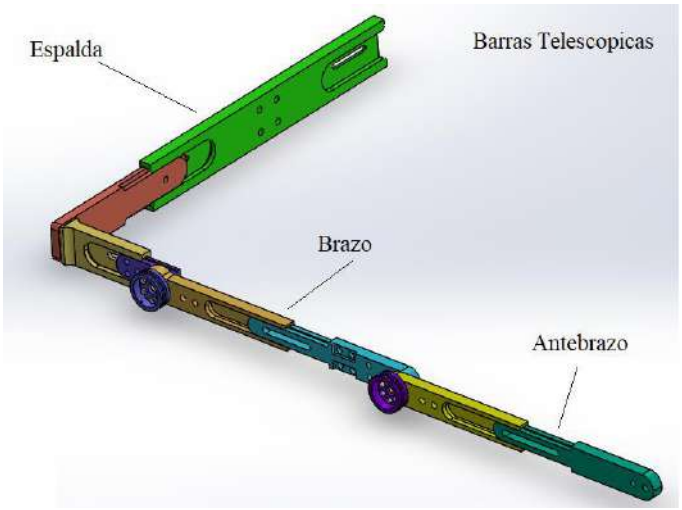


Fig. 64 Segmentos de análisis del miembro superior
Fuente Elaboración propia.

- Análisis del Antebrazo

  El antebrazo está sometido por dos fuerzas externas, una de ellas es el peso del antebrazo (13.98N), y el peso de la mano (4.41N), también existe una fuerza interna, que es el peso de la misma estructura.
  Para el análisis de esfuerzos con el método de von mises, se coloca el segmento del antebrazo en posición horizontal, se fijan las paredes donde se ubican los pernos que unen el antebrazo a la polea del codo la cual lo mantiene fijo, la fuerza del antebrazo se distribuye uniformemente a lo largo de la barra telescópica y la fuerza de la mano, se ubica en el extremo de la estructura que coincide con la muñeca del paciente.

  La Fig. 65 muestra mediante una escala de colores bajo el método de Von Mises, los esfuerzos a los que son sometidos los componentes de la barra telescópica.

Según la escala de colores el esfuerzo máximo es de 7.942 MPa, ubicado en la zona de sujeción, siendo la zona de preocupación, la unión de las partes que forman la barra telescópica, se verifica el correcto funcionamiento mecánico.

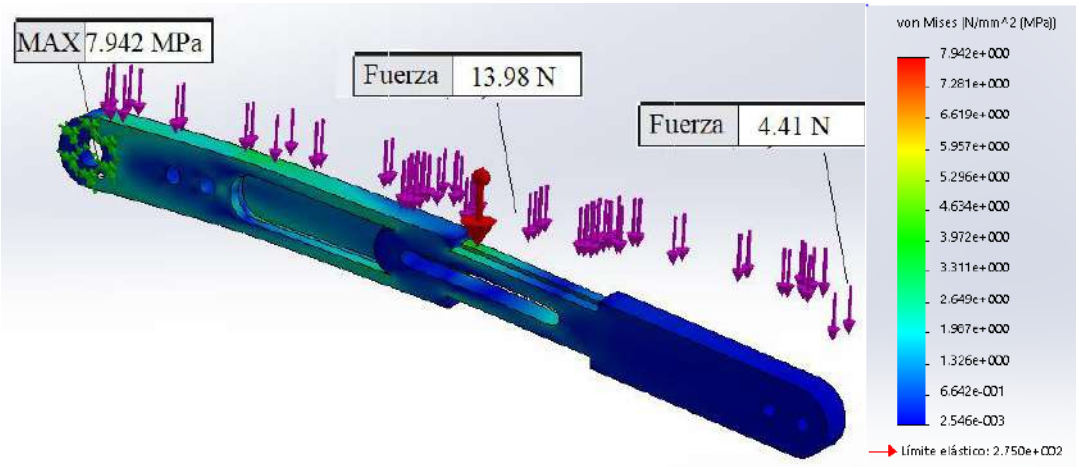


Fig. 65Análisis de esfuerzos del antebrazo con el método de von mises
Fuente: Elaboración propia

Como consecuencia de los esfuerzos que sufren los elementos de la barra telescópica, se producen desplazamientos, los cuales se muestran en la Fig. 66, en una escala de colores donde mientras más rojo mayor es la longitud desplazada.

El mayor desplazamiento es de 0.1 milímetros, la cual se da en el extremo no fijo de la barra perteneciente a la sujeción de la muñeca.

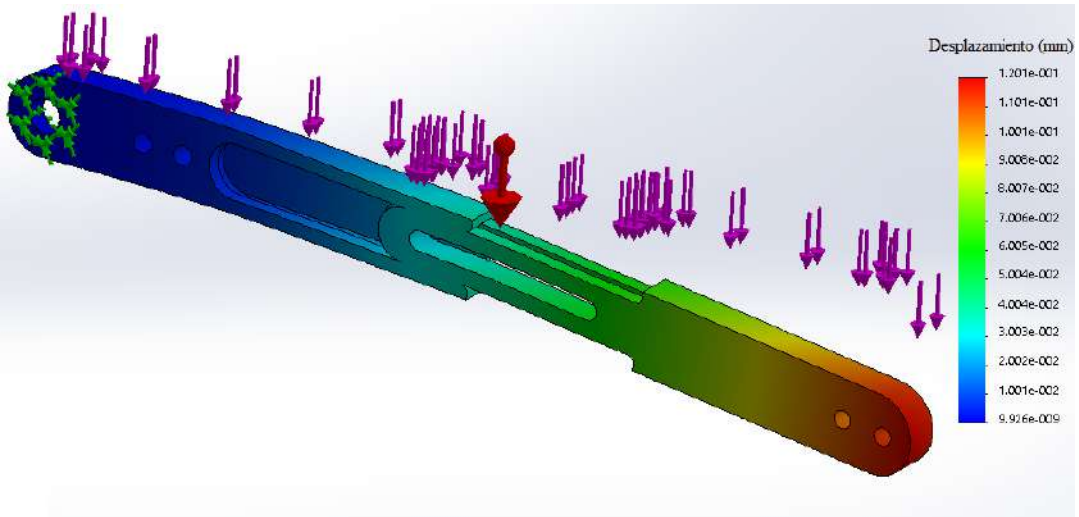


Fig. 66Desplazamientos del antebrazo sometido a esfuerzos
Fuente: Elaboración propia

Así mismo con el análisis de esfuerzos bajo el método de von mises se puede determinar el factor de seguridad, el cual debe ser lo suficientemente alto para garantizar que bajo

cualquier perturbación como fuerzas externas, caídas o golpes, pueda resistir y trabajar a un porcentaje de sobrecarga.

El análisis de von mises muestra bajo escala de colores el factor de seguridad de la barra telescópica del antebrazo, dada la resistencia elástica del aluminio de 275MPa, el factor de seguridad es el mínimo valor resultante entre la división del esfuerzo producido sobre el esfuerzo máximo elástico permisible del material, dado esto el factor de seguridad es

$$Fcator\ de\ seguridad = \frac{275MPa}{27.9MPa} = 35$$

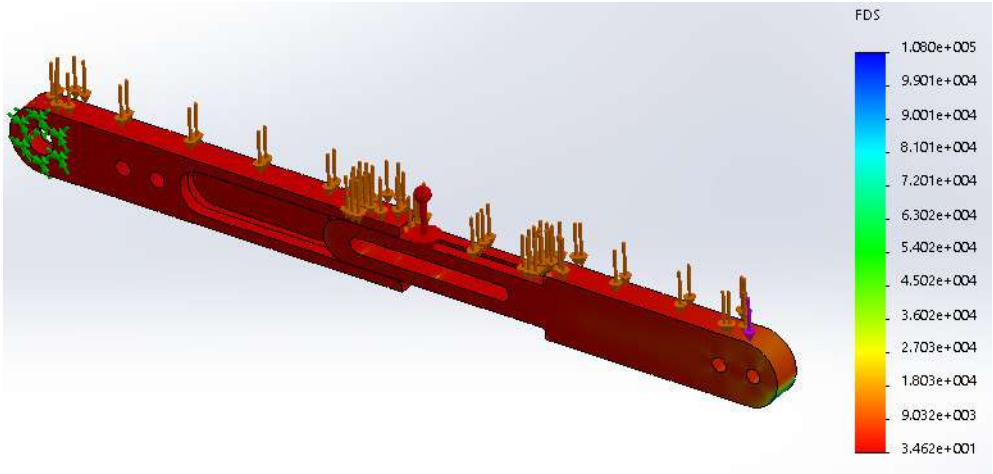


Fig. 67 Factor de seguridad Bajo el método de von mises
Fuente: Elaboración propia

- Análisis del brazo
  Al igual que el análisis del antebrazo, este segmento de barras paralelas, está sometida a fuerzas de carga provenientes del antebrazo, brazo y muñeca, así también el peso de la estructura completa.

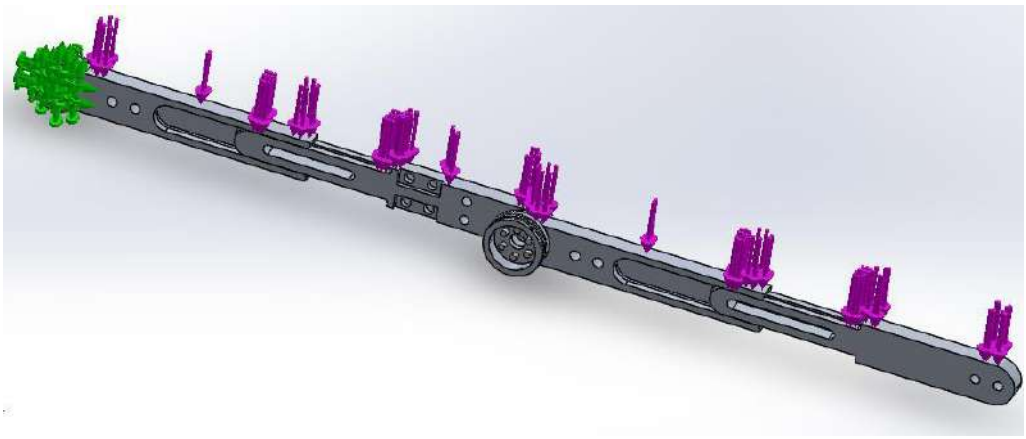


Fig. 68 Segmento del brazo, antebrazo para análisis de esfuerzos por el método de von mises
Fuente: Elaboración propia.

Para el correcto análisis, el segmento deberá ser analizado en posición horizontal con la máxima longitud, así también se colocara una sujeción fija en el extremo izquierdo, en las paredes donde se colocaran los pernos que lo fijaran a la polea del hombro, las fuerzas de carga del segmento serian 24.8N del brazo, 14N del antebrazo, y 4.41N de la muñeca, las fuerzas del brazo y antebrazo se colocan como cargas distribuidas uniformemente.

La Fig.69 muestra en una escala de colores los esfuerzos producidos en cada parte del segmente evaluado, sin embargo el análisis se concentrará en las barras telescópicas del antebrazo, que es la zona de interés, en la cual se muestra un esfuerzo máximo de 92.38MPa en la barra telescópica que se une a la polea del codo, sin embargo no llega al límite de elástico que es de 275 MPa

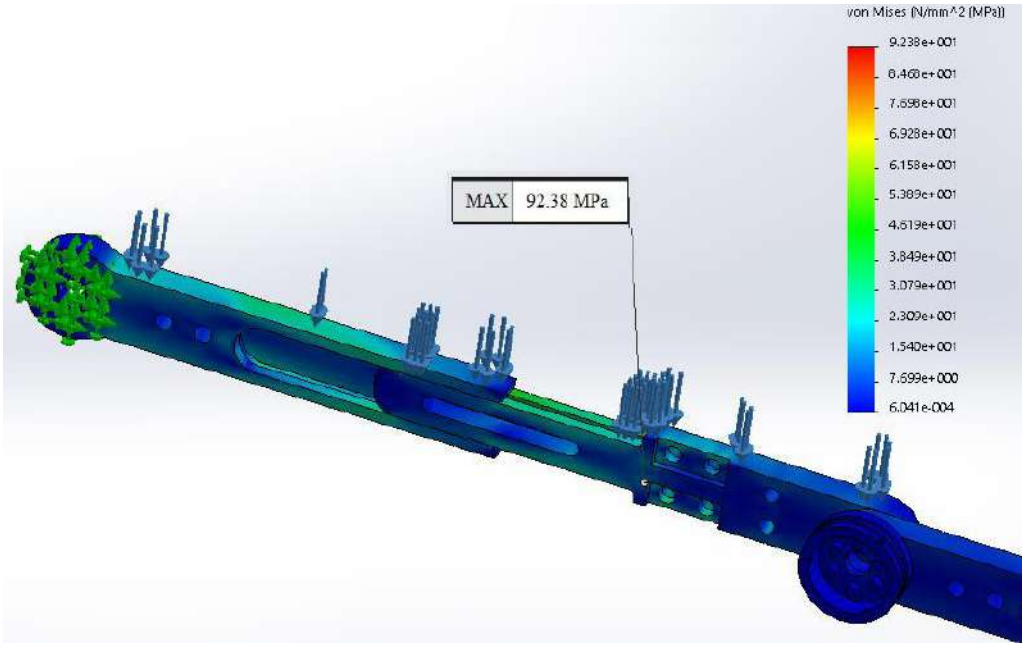


Fig. 69Análisis del antebrazo bajo el método von mises
Fuente: Elaboración propia

Al igual que la pieza anterior, es importante saber cuánto es el desplazamiento debido a los esfuerzos producidos, la Fig. 70 en una escala de colores se muestra el desplazamiento total de la estructura, siendo en nuestra zona de interés de 1.25 milímetros en el punto que se fija a la polea del codo

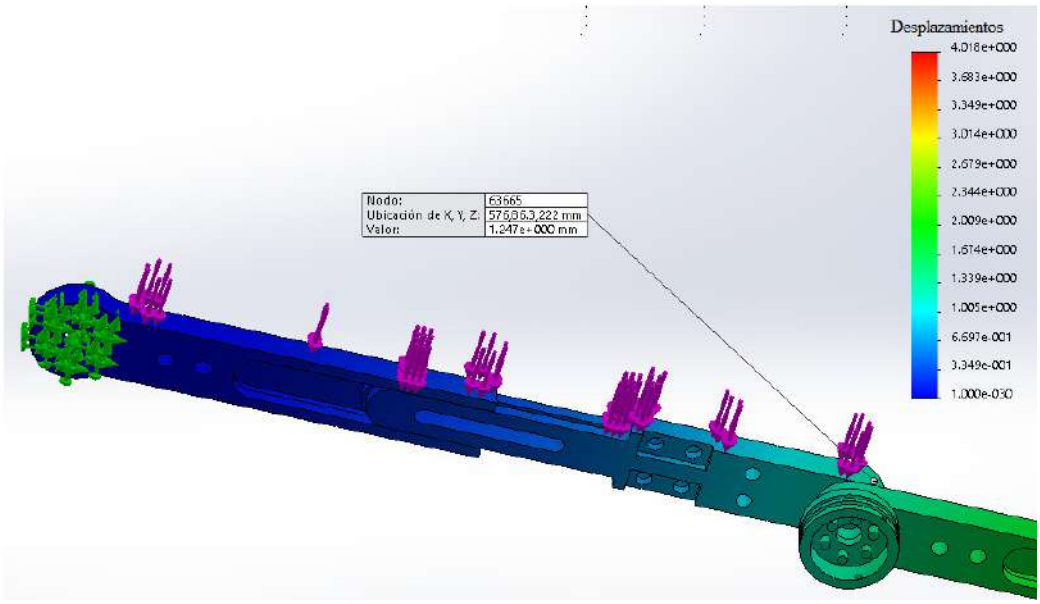


Fig. 70 Desplazamientos producidos en la barra telescópica del brazo
Fuente: Elaboración propia

El factor de seguridad para el segmento de barras telescópicas, se obtiene directamente del grafico de esfuerzos encontrados, como la división de máximo esfuerzo sobre el esfuerzo máximo del aluminio 275 MPa, garantizando así el trabajo mecánico ante una posible perturbación o incluso un porcentaje de sobrecarga

$$Factor\ de\ seguridad = \frac{275MPa}{92.38MPa} = 2.97 = 3$$

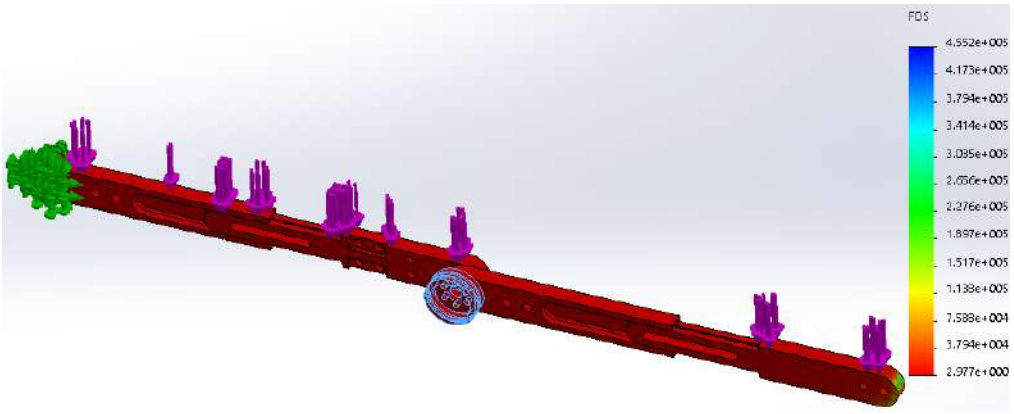


Fig. 71 Factor de seguridad en el segmento del brazo
Fuente: Elaboración propia

- Análisis del hombro

  En la zona del hombro, existe un sistema de barras telescópicas pequeño, debido a la distancia que existe entre el centro del hombro y la espalda, que cambia de longitud dependiendo de la estatura y también del volumen del hombro.
  Para el análisis estático de esta barra telescópica, las fuerzas de carga son las utilizadas en el análisis del brazo, y el propio peso de la estructura completa, siendo de esta manera el punto fijo seria la parte posterior de la barra telescópica de la espalda, esta barra telescópica cuenta con un eje que permite el movimiento libre de abducción el en plano frontal.

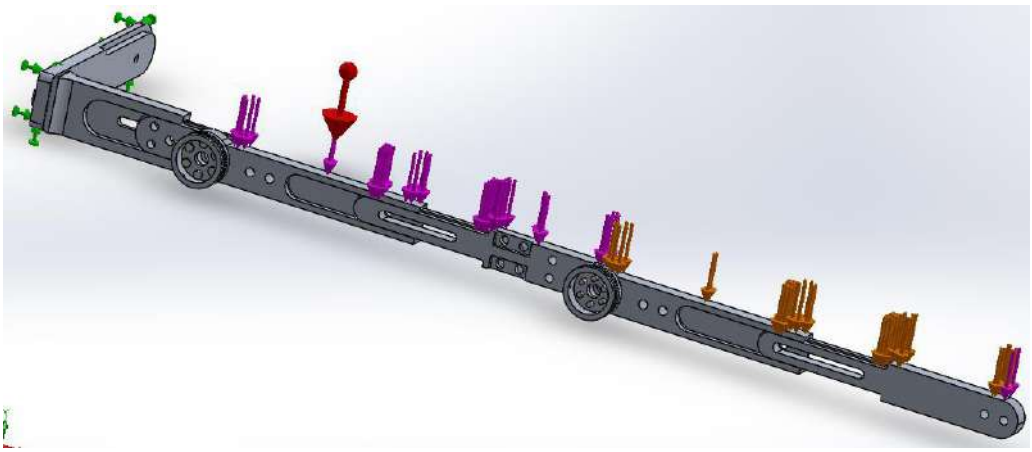


Fig. 72 Segmento del hombro para análisis von mises
Fuente: Elaboración propia

La Fig. 73 muestra en escala de colores los esfuerzos producidos en las barras telescópicas del hombro, debido a las cargas del brazo antebrazo, mano, y el peso de la estructura, los tres primeros fueron colocados como cargas distribuidas, y el peso como efecto de la gravedad.
El máximo esfuerzo es de 105MPa, producido en la zona inferior de la barra telescópica que se acopla a la espalda, mediante un eje para permitir la rotación libre.

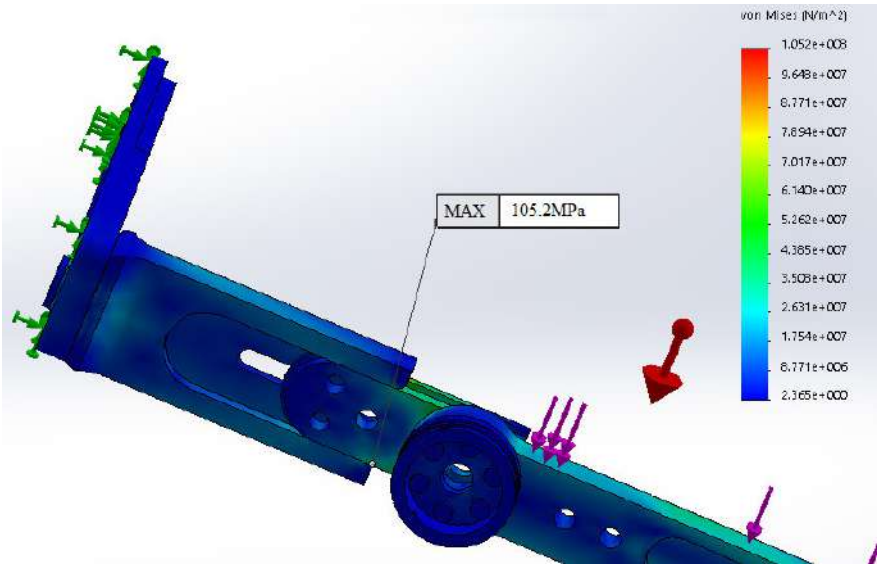


Fig. 73Análisis de esfuerzos en la barra telescópica del hombro
Fuente Elaboración propia

El desplazamiento producido por los esfuerzos, en las barras telescópicas del hombro, es de 0.2mm en la pieza de la barra telescópica que se fija a la polea del hombro, que contribuye a los desplazamientos de las piezas anteriores en un total de 6.5 mm de desplazamiento.

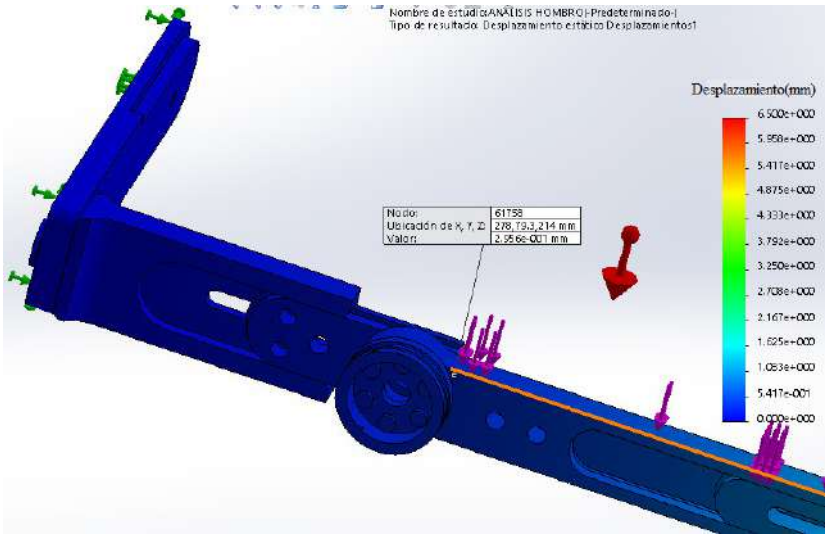


Fig. 74 Desplazamientos de la barra telescópica del hombro
Fuente: Elaboración propia

El factor de seguridad se calcula directamente como la división del máximo esfuerzo en la barra telescópica del hombro sobre la resistencia máxima permisible del Aluminio utilizado.

$$Factor\ de\ seguridad = \frac{275\ MPa}{105.2\ MPa} = 2.6$$

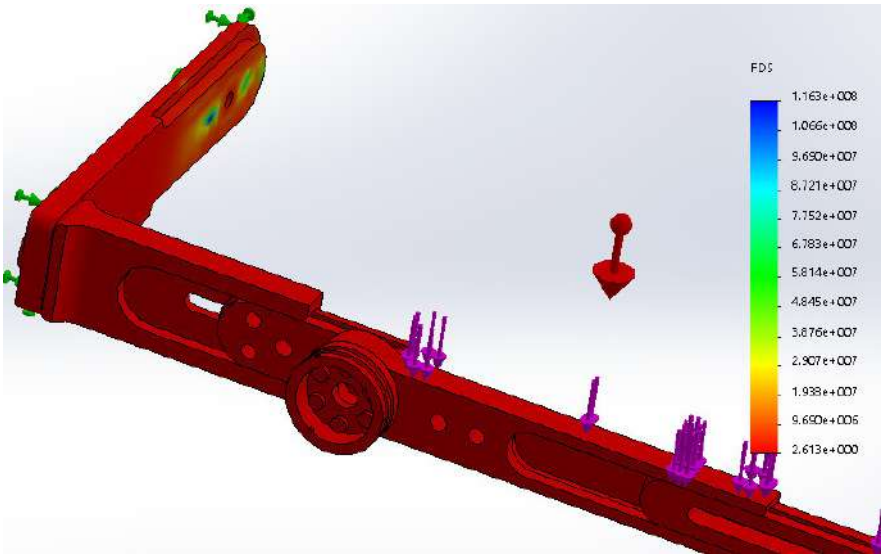


Fig. 75 Factor de seguridad de la barra telescópica del hombro
Fuente: Elaboración propia

- Análisis de la espalda

  La barra telescópica de la espalda, está formada por tres piezas a diferencia de los anteriores, una pieza central ubicada en la espalda, fijada por un cinturón velcro, y dos partes móviles y ajustables en ambos costados, para la simplicidad del análisis y carga computacional, se evaluara un extremo de la barra telescópica; dada su simetría los esfuerzos resultantes en un extremo serán iguales en el otro extremo.

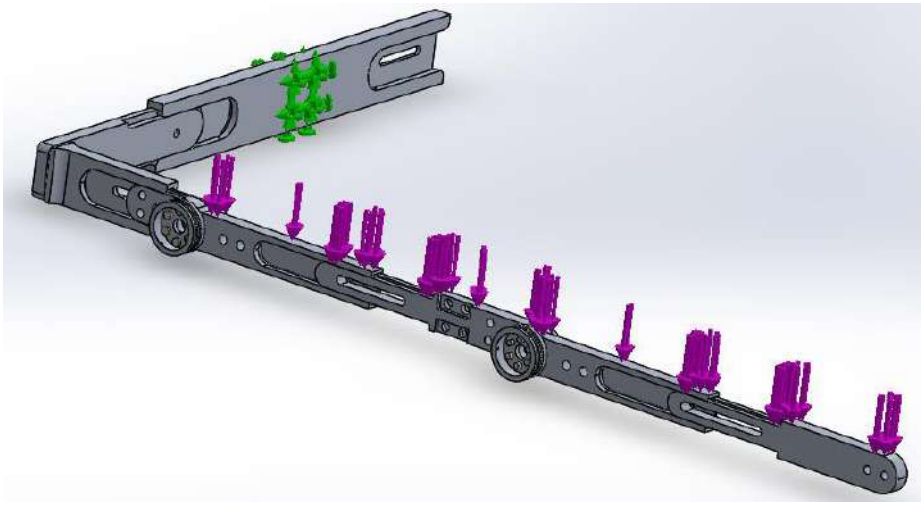


Fig. 76 Distribución de cargas y zona fija de la espalda
Fuente: Elaboración propia

La distribución de carga es similar a la realizada para el análisis del brazo, la zona fija son las paredes donde se ubican los pernos que sujetaran la barra posterior, se supone el brazo extendido donde se da el mayor esfuerzo.
La Fig. 77 muestra en una escala de colores, un esfuerzo máximo de 135.8MPa, producido por las cargas aplicadas, no supera el valor de esfuerzo máximo del aluminio 6061 que es el utilizado.

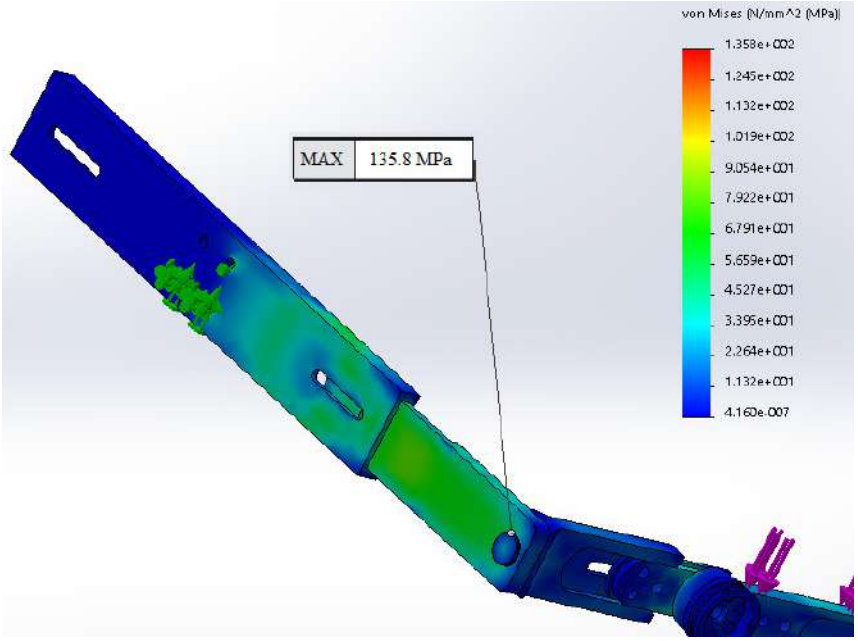


Fig. 77 Análisis de esfuerzos de las barras telescópicas de la espalda
Fuente: Elaboración propia

El desplazamiento generado por estos esfuerzos, es de 0.2mm en la barra telescópica que se conecta al eje del hombro, en conjunto este desplazamiento en combinación con los demás da un total de 30mm de desplazamiento.

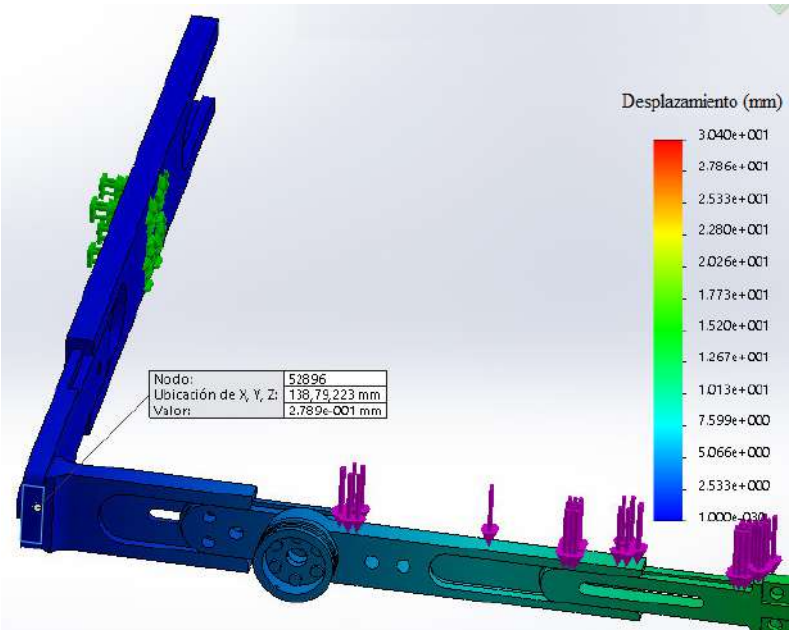


Fig. 78 Desplazamiento de la barra telescópica de la espalda
Fuente: Elaboración propia

El factor de seguridad de la estructura se calcula de manera rápida dividiendo el esfuerzo máximo permisible del aluminio 6061, y el esfuerzo máximo soportado por la estructura, y con esto se determina el factor de seguridad de nuestra estructura en conjunto, lo que garantiza su funcionamiento ante una variación o exceso de carga.

$$Factor\ de\ seguridad = \frac{275MPa}{135.8MPa} = 2$$

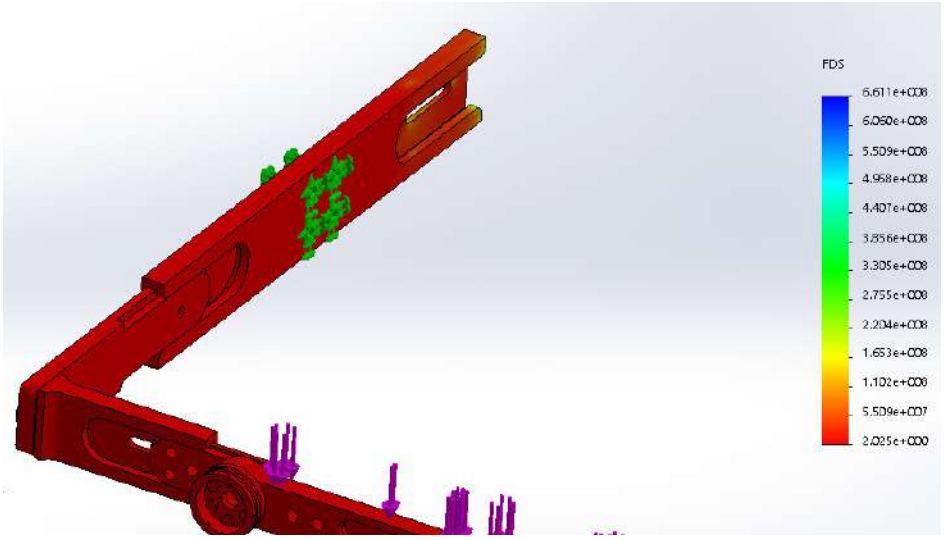


Fig. 79 Factor de seguridad de las barras telescópicas de la espalda
Fuente: Elaboración propia

Los análisis de los segmentos, del antebrazo, brazo, hombro y espalda, fueron hechos considerando la carga máxima correspondiente a la estatura máxima de 1.75 m, al garantizar un factor de seguridad de 2, se puede afirmar que la estructura mecánica soporta como máximo la mitad de la resistencia del aluminio.

3.10.5 Análisis de esfuerzos de las poleas

Las poleas, son las encargadas de soportar los esfuerzos de torque en las articulaciones del hombro y el codo, por ello el análisis se concentrara en su resistencia al torque y validar su diseño.

- Polea del codo
  La polea del codo, soporta el torque provocado por el peso del antebrazo y mano, antes calculado de 2.91Nm, para el análisis se fijan las paredes en las cuales irán los pernos y el torque es aplicado sobre una de las ranuras, teniendo en cuenta que el torque es el máximo obtenido al extender el brazo.
  Los esfuerzos producidos por el torque aplicado, son mostrados en una escala de colores, en la Fig. 80, donde el máximo esfuerzo es de 3.4 MPa, ubicado en una de las paredes donde irán los pernos que lo sujetaran a la barra telescópica del antebrazo

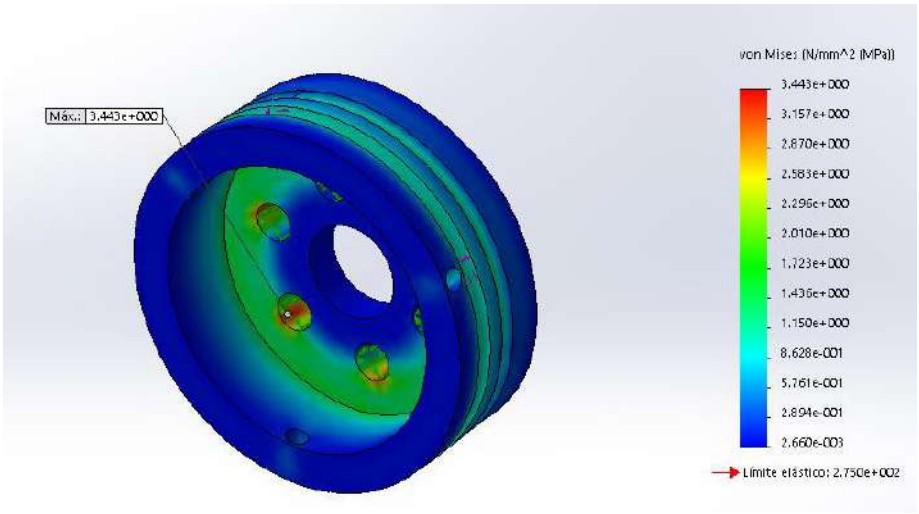


Fig. 80 Análisis de esfuerzos de la polea del codo
Fuente: Elaboración propia

Los desplazamientos de la polea, al estar sometida a torsión pura, están mostrados en una escala de colores un desplazamiento máximo de 0.0003 mm, siendo ínfima esta medida

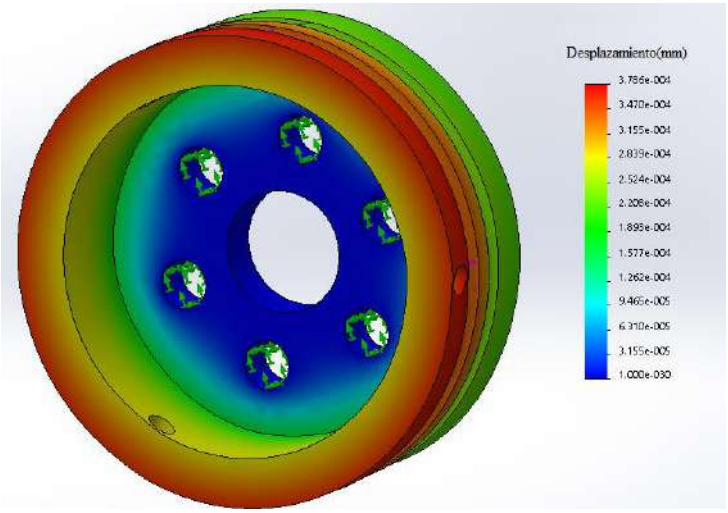


Fig. 81 Desplazamiento de la polea del codo
Fuente: Elaboración propia

El factor de seguridad de la polea del codo, se calcula de igual manera mediante la división del máximo esfuerzo permisible del material, y el esfuerzo máximo que es producido por el par torsor.

$$Factor\ de\ seguridad = \frac{275MPa}{3.4MPa} = 80$$

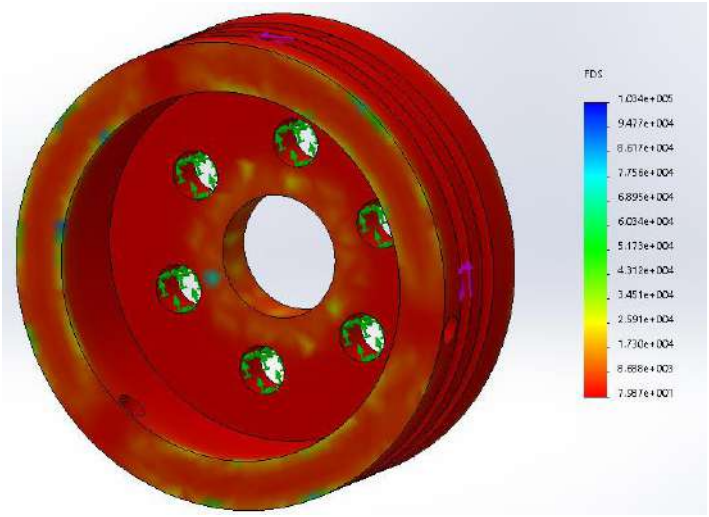


Fig. 82 Factor de seguridad dela polea del codo
Fuente: Elaboración propia

- Polea del hombro

  Al igual que la polea del codo, se somete a un par torsor de 11.8Nm, que representa el efecto de torsión ocasionado por el brazo antebrazo y mano, al estar extendidos.

  La Fig. 83 muestra en una escala de colores los esfuerzos ocasionados por el par torsor, siendo el esfuerzo máximo 15.9 MPa en las paredes de los pernos que fijan la polea a las barras telescópicas del brazo.

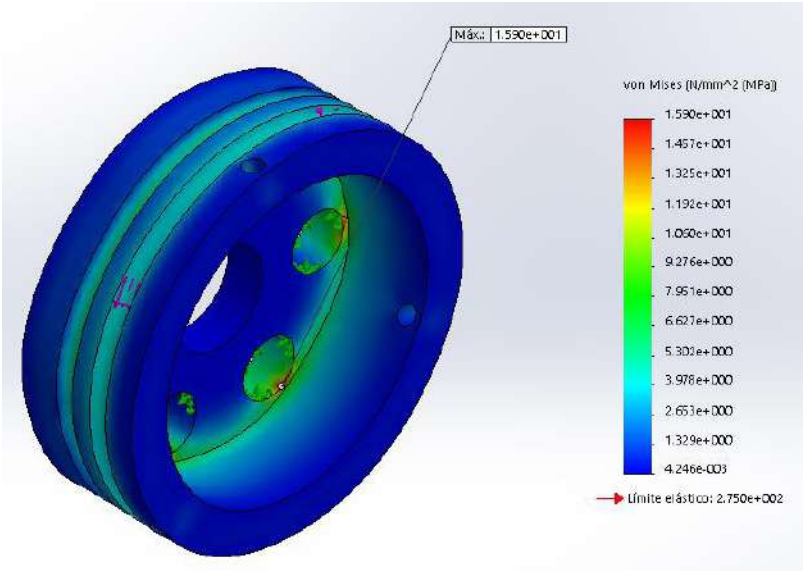


Fig. 83 Esfuerzos de la polea del hombro
Fuente: Elaboración propia

Los desplazamientos también son evaluados, sin embargo al igual que la polea del codo, la polea del hombro tiene un desplazamiento ínfimo de 0.0009 mm, que se muestra mediante una escala de colores en la Fig. 84

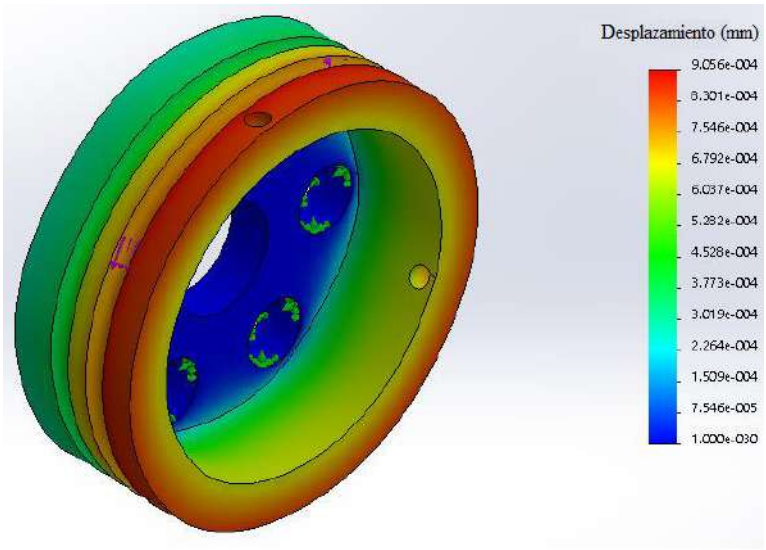


Fig. 84 Desplazamientos de la polea del hombro
Fuente: Elaboración propia

El factor de seguridad es muy alto en la polea del hombro al igual que el codo se calcula dividiendo el esfuerzo máximo permisible del material, y el esfuerzo máximo producido por el par torsor.

$$Factor\ de\ seguridad = \frac{275MPa}{15.9MPa} = 17$$

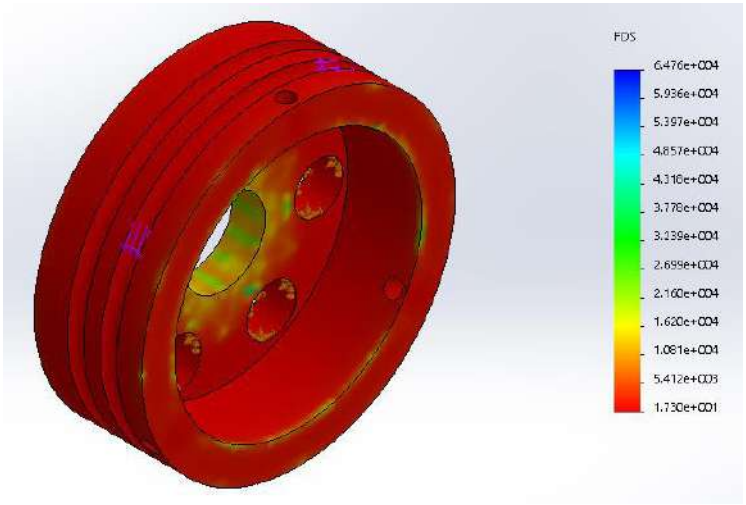


Fig. 85 Factor de seguridad de la polea del hombro
Fuente: Elaboración propia

3.10.6 Análisis de esfuerzo de los ejes principales

Uno de los elementos del exoesqueleto son los ejes que soportan la estructura, ellos soportaran solo el esfuerzo de corte producido por los brazos, esto sucede cuando los brazos están caídos, reposando su peso y el de la estructura en los ejes de las articulaciones, siendo los ejes principales: el eje del hombro y el eje del codo.

- Eje del codo
  El eje del codo soporta el peso del antebrazo y mano, por su configuración en el eje se produce un esfuerzo de corte, para el análisis se fijara la barra telescópica del brazo que se articula en el codo, y los pesos del antebrazo y mano se colocaran en la barra telescópica del antebrazo.

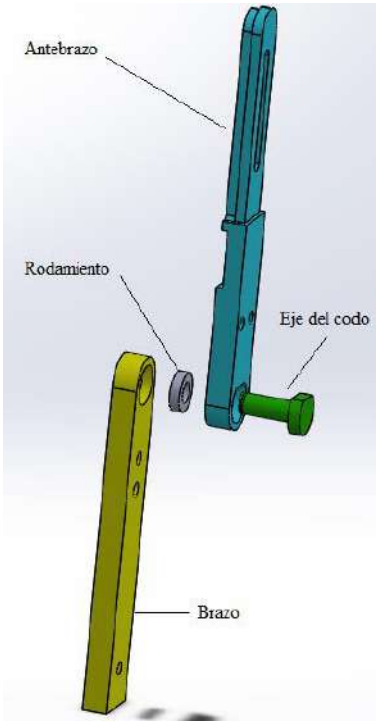


Fig. 86 Configuración del eje del codo
Fuente: Elaboración propia

La Fig. 87 muestra en escala de colores los esfuerzos producidos por las fuerzas del brazo antebrazo y mano, siendo 2.3MPa el esfuerzo máximo en el eje.

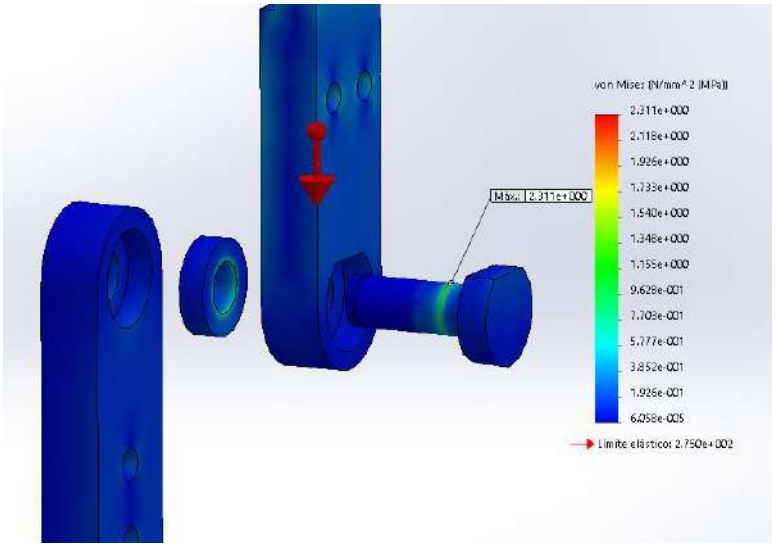


Fig. 87Análisis de esfuerzos del eje del codo
Fuente: Elaboración propia

El desplazamiento máximo producido por los esfuerzos a los cuales se somete el eje del codo, es 0.02 mm que se da en la barra telescópica del antebrazo que se conecta a la articulación del codo.

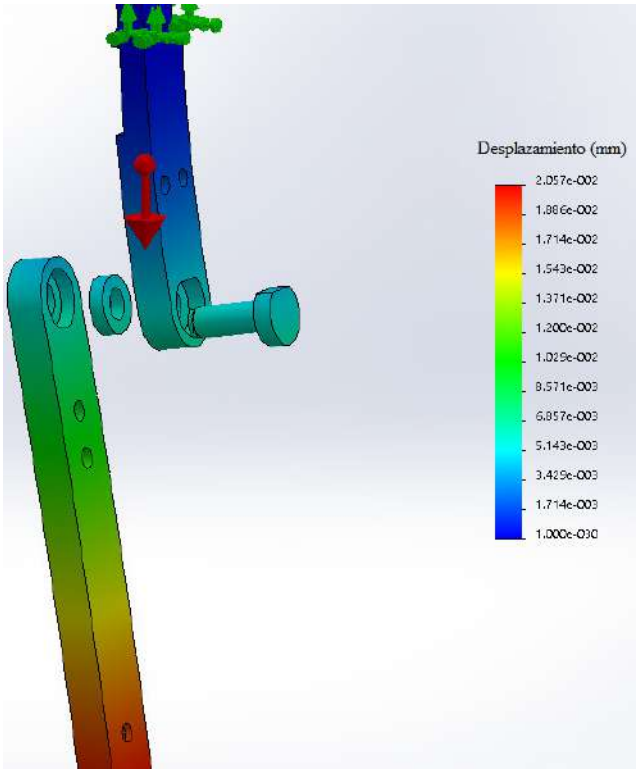


Fig. 88 Desplazamiento del eje del codo
Fuente: Elaboración propia

El factor de seguridad del eje del codo, se determina mediante la división del máximo esfuerzo del material y el esfuerzo máximo del eje del codo.

$$Factor\ de\ seguridad = \frac{275MPa}{2.3MPa} = 120$$

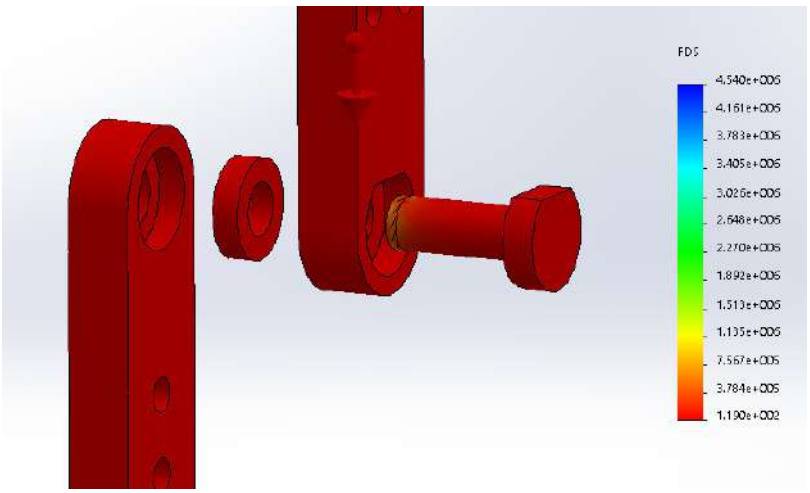


Fig. 89 Factor de seguridad del eje del codo
Fuente: Elaboración propia

- Eje del hombro
  El eje del hombro en similitud con el eje del codo, no sufre esfuerzos de torsión, debido al rodamiento que lo une a la barra telescópica del brazo, este eje soportara el peso del brazo, antebrazo y mano.

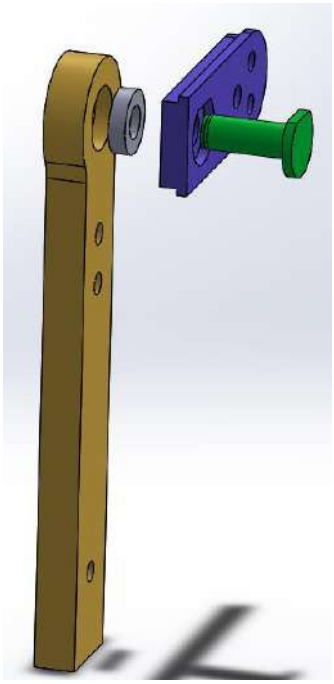


Fig. 90 Configuración del eje del hombro
Fuente: Elaboración propia

En el análisis estático del eje del hombro, se fijara la barra telescópica del hombro que se articula al eje; el peso del brazo, antebrazo y mano recaen en la barra telescópica del brazo.

La Fig. 91 muestra en una barra de colores, un esfuerzo máximo de 5.43MPa.

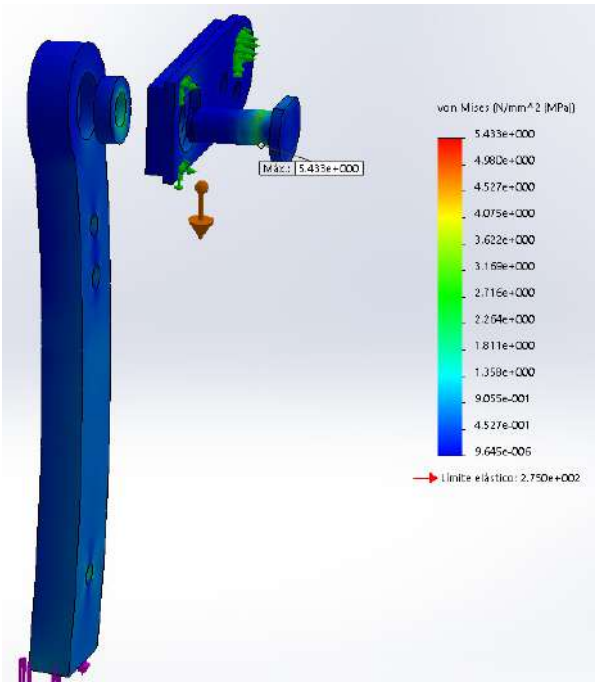


Fig. 91 Esfuerzo del eje del hombro
Fuente: Elaboración propia

Los desplazamientos originados por el esfuerzo producido en el eje se muestran en una barra de colores en la Fig. 92, siendo el máximo desplazamiento 0.002 mm

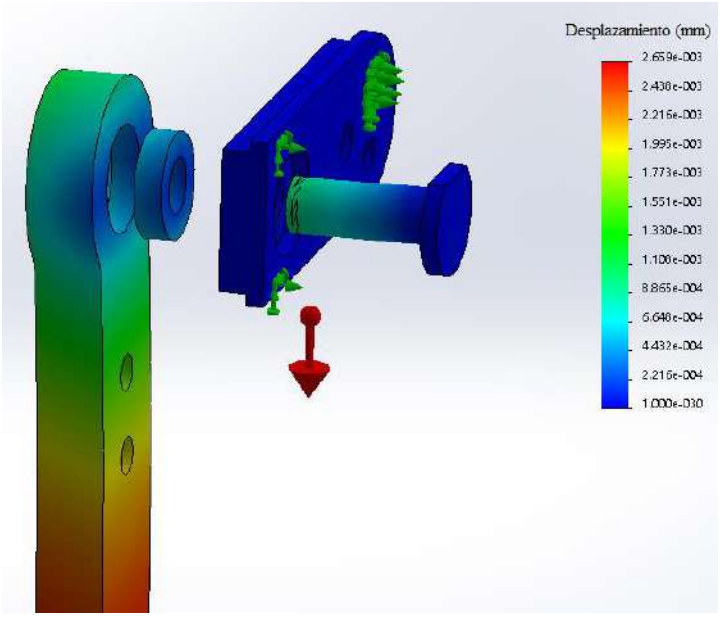


Fig. 92 Desplazamientos del eje del hombro
Fuente: Elaboración propia

El factor de seguridad del eje del hombro se calcula con la división del esfuerzo máximo del material, y el esfuerzo máximo en el eje.

$$Factor\ de\ seguridad = \frac{275MPa}{5.43MPa} = 50$$

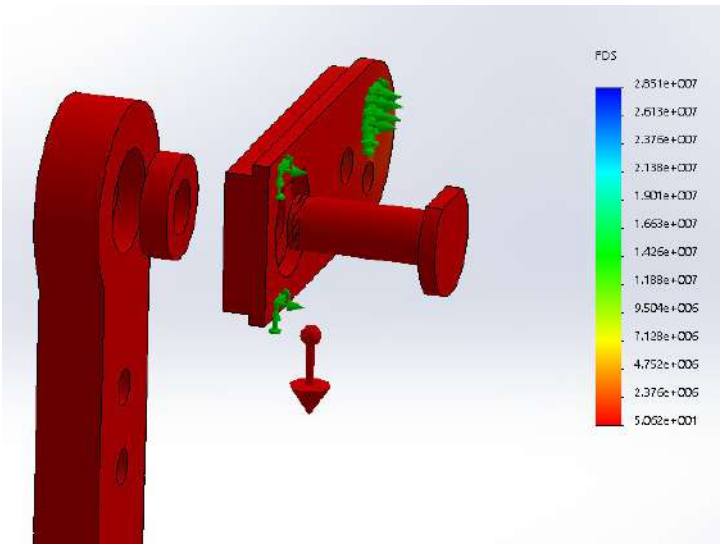


Fig. 93 Factor de seguridad del eje del hombro
Fuente: Elaboración propia

Los ejes analizados presentan una gran resistencia a los esfuerzos producidos por su trabajo estático, los factor de seguridad son bastante altos garantizando su correcto funcionamiento sin temor a fracturas o deflexiones, incluso con un porcentaje de sobrecarga.

3.10.7 Análisis del soporte de la espalda

Para mantener la autonomía del exoesqueleto, este mismo en la parte posterior lleva el tanque de aire comprimido, junto con los músculos artificiales, el elemento que sostiene los actuadores y al fuente de aire, es el soporte de la espalda , que esta unidos a la barra telescópica de la espalda por un conector de aluminio, al ser una pieza tan importante es necesario analizas los esfuerzos a los que es sometido producto del peso del tanque de aire comprimido así como también por los músculos artificiales.

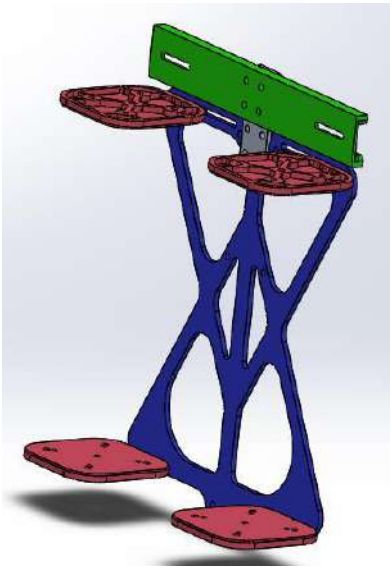


Fig. 94 Configuración del soporte de la espalda
Fuente: Elaboración propia

Para el análisis estático del soporte, se fijara la barra telescópica de la espalda. Las cargas o pesos serán colocados en las tapas de los contenedores de músculos artificiales, así también se sumara el peso del tanque de aire comprimido.

El máximo esfuerzo producido es de 26.1MPa en la parte baja del soporte, mostrado en la Fig. 95 en una escala de colores.

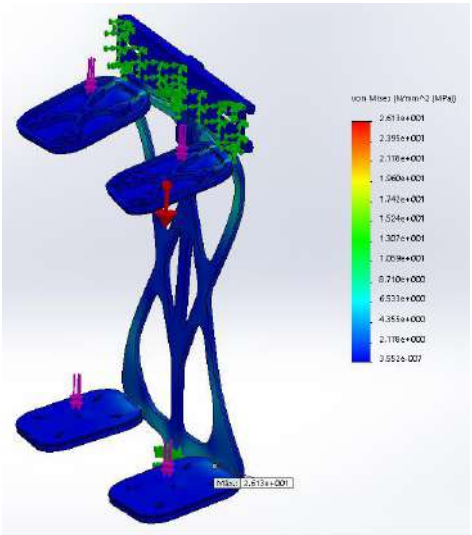


Fig. 95 Esfuerzos en el soporte de la espalda
Fuente: Elaboración propia

La Fig. 96 muestra en escala d colores el desplazamiento que tienen los elementos producto de los esfuerzos a los que son sometidos, siendo el mayor desplazamiento de 0.4mm

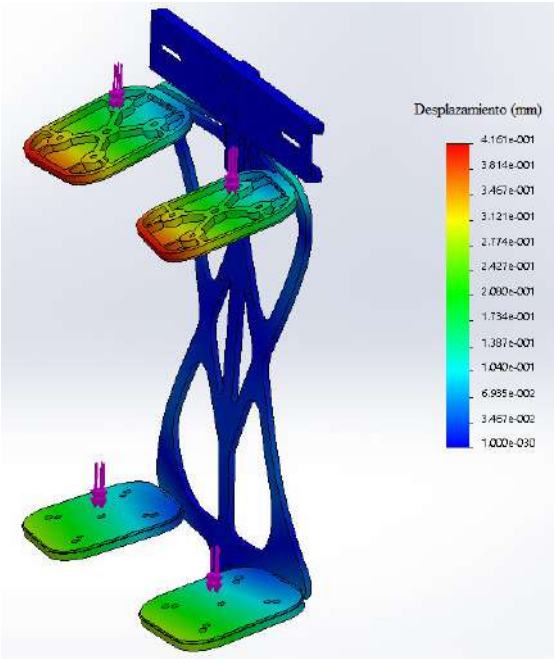


Fig. 96 Desplazamientos del soporte dela espalda
Fuente: Elaboración propia

El factor de seguridad del soporte de la espalda se calcula dividiendo el máximo esfuerzo permisible del material sobre el máximo esfuerzo en el soporte de la espalda.

$$Factor\ de\ seguridad = \frac{275MPa}{26.1MPa} = 11$$

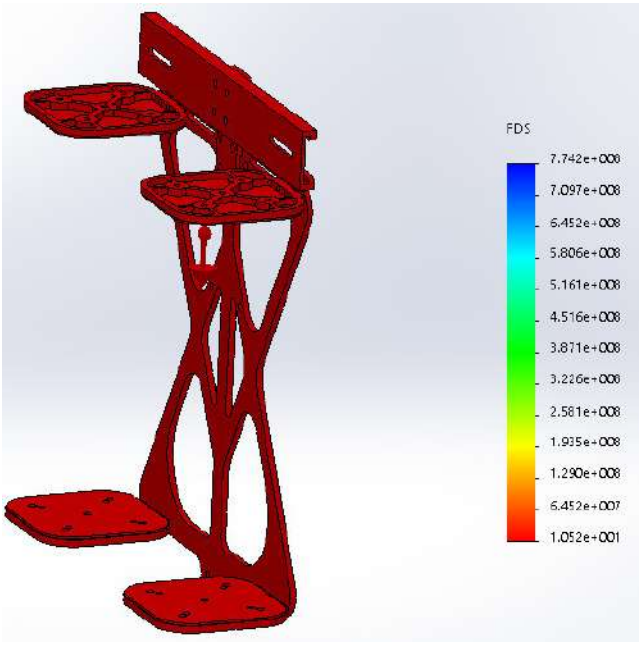


Fig. 97 Factor de seguridad del soporte de la espalda
Fuente: Elaboración propia

Una revisión general de los análisis realizados, muestra que ninguno de los elementos dimensionados, sobrepasan el 50% de la resistencia del material seleccionado, por lo cual se garantiza que soportan las condiciones de trabajo.

Capítulo IV

Diseño del sistema de control

4.1 Sistema de control

Un sistema de control es un conjunto de componentes, que mediante la intervención de variables externas; responde siguiendo normas internas, dando como respuesta o variable de salida, una señal de control, para lograr cumplir los objetivos planteados en un sistema.

Los sistemas tienen tres componentes básicos:

- Objetivo de control.
- Componentes del sistema de control.
- Resultados o salidas.

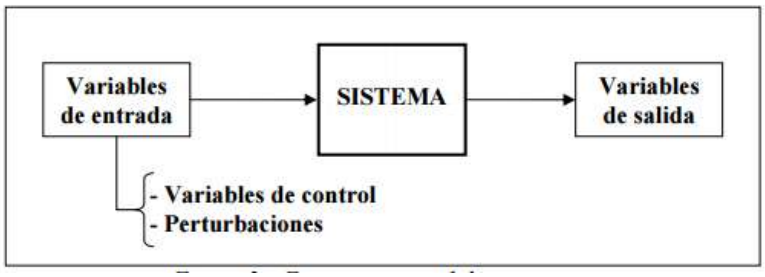


Fig. 98 Esquema general de un sistema de control
Fuente: Control predictivo de canales de riego utilizando modelos de predicción de tipo Muskingum (primer orden) y de tipo Hayami (segundo orden) [103]

Los objetivos de control son las entradas del sistema de control, en ellas inmersas perturbaciones del sistema; los componentes del sistema de control son las normas internas del control y los resultados son las salidas del mismo.

Los sistemas de control han sido con el pasar del tiempo una herramienta muy útil, que acompañan la vida diaria de un gran número de personas, muchas de las cosas que rodean al hombre están afectadas por algún sistema de control, desde electrodomésticos hasta complejos sistemas de ensamblaje en factorías, la precisión y reducción de costo, son una de las ventajas de los sistemas de control.

Los sistemas de control se basan, en las matemáticas fundamentalmente para no depender de la experimentación o de extensas simulaciones complejas por computadora, poniendo en manos del diseñador herramientas que lo conducirán aun diseño de control más predecible y confiable.

Los sistemas de control ideales, garantizan la estabilidad aun con perturbaciones o errores del modelo, ser eficiente en la señal de control realizada, es decir evitar cambios bruscos a la salida del control, estos cambios repentinos pueden hacer mella en los actuadores, reduciendo su vida útil, sumado a todo lo anterior un sistema de control ideal debe ser fácil de implementar y debe trabajar en tiempo real. [104]

4.2 Estrategias de control

La estrategia de control viene dada por las características de los lazos de control, de ellas se distinguen dos estrategias de control, una independiente de la salida del proceso denominado sistema de control a lazo abierto, y la segunda que utiliza la salida del proceso para lograr su objetivo, denominado sistema de control a lazo cerrado.

4.2.1 Lazo Abierto

Un control a lazo abierto, no recibe influencia por parte de la salida del proceso, es decir un sistema no retroalimentado, se basa en una calibración y es por ello que ante perturbaciones o fallos del modelo, no se pueden llegar a los objetivos, por ello el control a lazo abierto se utiliza en sistemas donde los objetivos son inherentes de la señal de salida, por ejemplo la lavadora o los semáforos de control de tránsito, los objetivos en ambos casos dependen del tiempo.

4.2.2 Lazo Cerrado

Un control a lazo cerrado, a diferencia del lazo abierto, utiliza la salida del proceso para calcular la diferencia entre la referencia y la respuesta del proceso, a lo que se denomina error, siendo este parámetro el que ingresa al sistema de control, con la finalidad de reducir el error, y llegar al valor deseado.

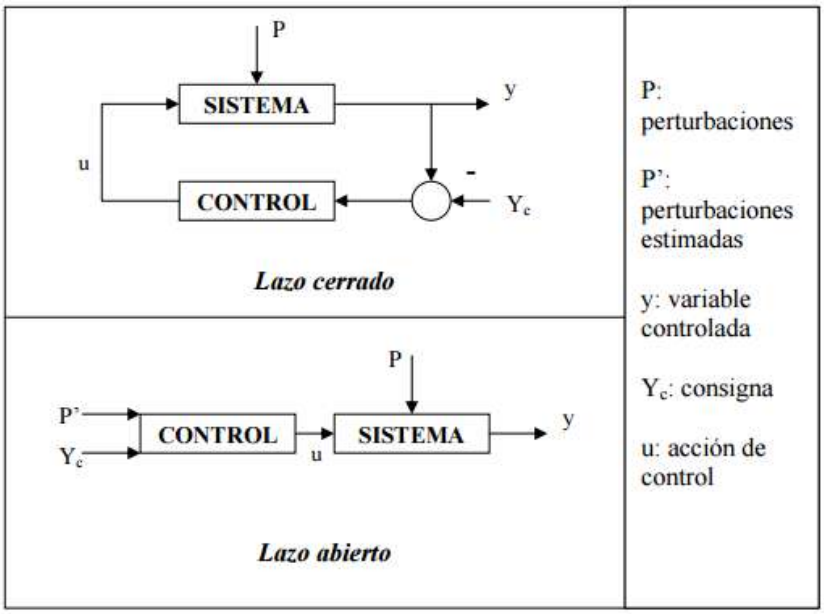


Fig. 99 Control a lazo cerrado y control a lazo abierto
Fuente: Control predictivo de canales de riego utilizando modelos de predicción de tipo Muskingum (primer orden) y de tipo Hayami (segundo orden) [103]

La ventaja clara que tiene este sistema de control retroalimentado más robusto, siendo virtualmente insensible a perturbaciones externas y debido a ello se pueden utilizar dispositivos relativamente poco precisos para realizar el control adecuado, reduciendo los costos, esto no se da en un sistema de control a lazo abierto.
Sin embargo desde el punto de la estabilidad el control a lazo abierto no es un problema, sin embargo un sistema de control a lazo cerrado si tiene dificultades en la estabilidad al punto de llegar a ser oscilantes permanentemente sin llegar al valor deseado, aparte el sistema de control a lazo abierto es de construcción simple y de mantenimiento sencillo, un control a lazo cerrado, resulta más costoso que su equivalente en lazo cerrado, por ello un control a lazo abierto se utiliza cada que sea posible hacerlo, sin embargo un control a lazo abierto debe ser recalibrado cada cierto tiempo para disminuir los errores que puedan ocurrir en el sistema.

Como en muchos casos la realidad es un tanto esquiva, y por ello existen distintos tipos de control. Los controles clásicos, que involucran el desarrollo de ecuaciones diferenciales, transformada de Laplace, transformada Z, y controles modernos, basados en teoría matricial, algebra lineal, teoría de probabilidades.

4.3 Sistemas de control clásico.

Los controles automáticos, son controles retroalimentados, que manipulan mediante el error la señal de control para obtener los valores deseados, así como los procesos, se pueden clasificar según cualidades físicas, los sistemas de control se pueden clasificar según los tipos de actuadores que pueden ser eléctricos, neumáticos o electrónicos, y también se pueden clasificar según sus acciones de control. [105] [106]

- De dos posiciones o controladores on-off
- Controladores proporcionales
- Controladores integrales
- Controladores proporcionales-integrales
- Controladores proporcionales-derivativos
- Controladores proporcionales-integrales-derivativos

Los controladores On-Off tienen dos posiciones, que comúnmente son encendido y apagado, estas posiciones son fijas, y se manejan según el error sea positivo o negativo, es por su simplicidad que son usadas tanto en sistemas industriales como domésticos.

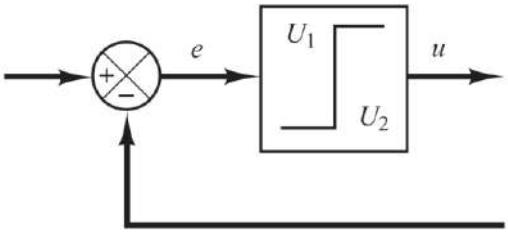


Fig. 100 Sistema de control On-Off
Fuente: Ingeniería de control Moderna 5° edición [105]

Los controladores proporcionales, o con acción proporcional establecen una relación directa entre la señal de control y el error medido Kp, llamada ganancia proporcional.

$$Kp = \frac{b(t)}{e(t)} \qquad)$$

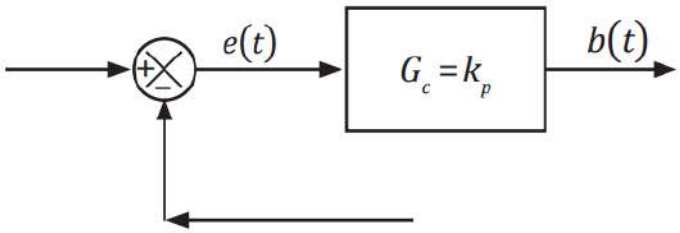


Fig. 101 Controlador Proporcional
Fuente: Sistemas Automaticos de control, Fundamentos básicos de analisis y modelado [107]

Los controladores derivativos, tienen una acción rápida ante los cambios en el error, y por ello corrige la magnitud del error aminorando su magnitud antes de que sea demasiado grande.

$$sKp = \frac{b(s)}{e(s)}$$

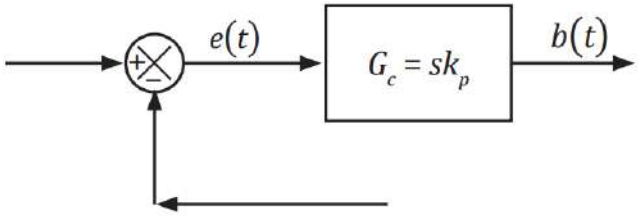


Fig. 102 Sistema de control Derivativo
Fuente: Sistemas Automaticos de control, Fundamentos básicos de analisis y modelado [107]

Los controladores integrativo, eliminan el error en el estado estacionario, siendo muy importante, debido a que un controlador proporcional deja un offset en el estacionario, y la relación se muestra de la siguiente manera.

$$\frac{K_p}{s} = \frac{b(t)}{e(t)}$$

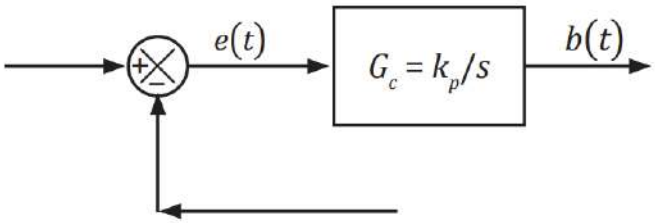


Fig. 103 Sistema de control integrativo
Fuente: Sistemas Automáticos de control, Fundamentos básicos de análisis y modelado [107]

Los controladores Proporcional – Integral, básicamente son la unión de un control proporcional y un integral, debido a la acción proporcional existe un diferencia entre el valor deseado y la salida del proceso, puesto que si el error fuera 0 no habría señal de control, sin embargo con la acción integrativa se corrige este error garantizando el llegar al valor deseado en el estacionario, el controlador PI es muy utilizado en la gran industria sobre todo en sistemas de primer orden.

$$\frac{U(s)}{E(s)} = K_p(1 + \frac{1}{T_i s})$$

Los controladores Proporcional - Derivativo, al igual que su similar anterior PI, reúne las ventajas de la acción derivativa y proporcional, ganando sensibilidad ante cambios en el error, sin embargo la acción derivativa no afecta al error en el estacionario pero agrega amortiguamiento y ello contribuye a que el valor proporcional pueda aumentar.

Los controladores Proporcional – Integral – Derivativo, esta unión da una gran ventaja, la amplificación por parte del proporcional, el ajuste del error en el estado estacionario, y la reacción rápida ante los cambios del error.

$$\frac{U(S)}{E(S)} = K_p(1 + \frac{1}{T_i S} + T_d S) \quad)$$

Para poder calcular los parámetros de un controlador PID, se desarrollaron métodos que permiten al diseñador ajustar la ganancia del controlador, estos métodos son:

- Método de Oscilación

Este procedimiento es válido para sistemas estables a lazo abierto. Lo primero es utilizar un control proporcional con un valor pequeño, e incrementarlo hasta que la señal de control empiece a oscilar de manera lineal, una vez obtenido el valor proporcional que produce la oscilación (K_c) y la frecuencia de la oscilación (P_c), se deben reemplazar en la tabla 4.

Tabla 4Parametros PID - Oscilación

	K_p	T_i	T_d
P	$0.50K_c$		
PI	$0.45K_c$	$\frac{P_c}{1.2}$	
PID	$0.60K_c$	$0.5P_c$	$\frac{P_c}{8}$

Fuente: Elaboración propia

- Método de Respuesta al Escalón

El método de respuesta escalón es válido para muchos sistemas, debido a que gran parte de ellos pueden ser descritos con modelos de primer orden, para obtener los parámetros del controlador, en lazo abierto se lleva al sistema a un punto de operación, luego en un instante t_0 se cambia la entrada escalón, y se observa la salida del proceso hasta que se estabilice nuevamente, y para calcular los parámetros solo se debe analizar la respuesta.

$$K_0 = \frac{y_\infty - y_0}{y_\infty - y_0};\ \tau_0 = t_1 - t_0;\quad v_0 = t_2 - t_1 \quad)$$

Una vez obtenidos estos parámetros solo se deben reemplazar en la tabla 5

Tabla 5 Parámetros PID- respuestas escalón

	K_p	T_i	T_d
P	$\frac{v_0}{K_0\tau_0}$		
PI	$\frac{0.9v_0}{K_0\tau_0}$	$3\tau_0$	
PID	$\frac{1.2v_0}{K_0\tau_0}$	$2\tau_0$	$0.5\tau_0$

Fuente: Elaboración propia

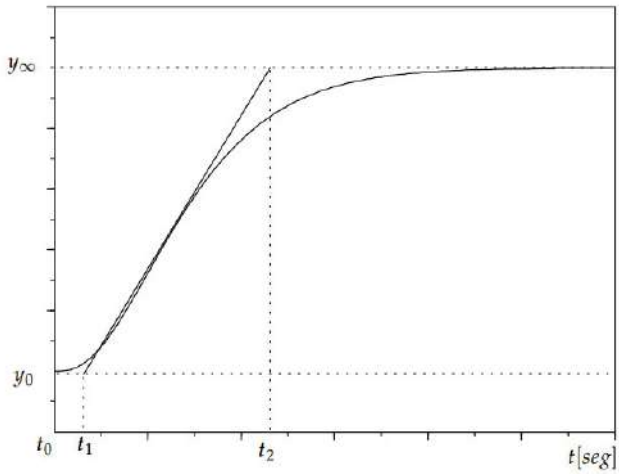


Fig. 104 Respuesta escalón de un sistema lineal
Fuente: Controladores PID [106]

Ambos métodos fueron planteados por Ziegler y Nichols, obtenidos por medio de la experimentación.
Existen algunas variaciones de PID, como lo es el control PID incremental, como es conocido la señal de control PID vienen dada por:

$$u(k) = u_p(k) + u_i(k) + u_d(k)$$

Donde K es la instancia de control. Pues bien el PID incremental utiliza el valor de control en un instante anterior, y lo resta con el actual, de esa manera logra crear una correlación entre la señal de control actual y la anterior.

$$u(k) = u(k-1) + c_0 e(k) + c_1 e(k-1) + c_2 e(k-2)$$

$$c_0 = k_p\left(1 + \frac{T_s}{T_i} + \frac{T_d}{T_s}\right), C_1 = -K_p\left(1 + \frac{2T_d}{T_s}\right), C_2 = K_p\frac{T_d}{T_s}$$

Reemplazando los valores queda definido el control PID incremental

4.3.1 Control en cascada

Un control en cascada es un tipo de control convencional, y este se puede dar cuando se tiene una variable controlable y más de un variable medible. Esquemáticamente los controles en cascada involucran sistemas que estén uno dentro de otro, en el cual la salida de un controlador es el punto de referencia para un segundo controlador

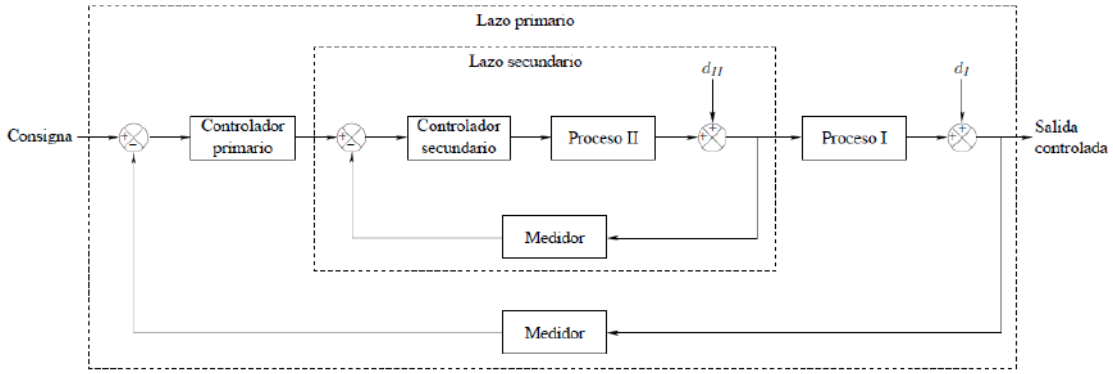


Fig. 105Control en cascada
Fuente: Control de Procesos [108]

Sin embargo un control en cascada puede ser aplicada bajo la condición de que la reacción del proceso I sea más lenta que la del proceso II, el controlador secundario, es también llamado esclavo, mientras que el controlador primario es llamado maestro,

4.4 Sistemas de control modernos

Los controladores clásicos, suplen gran parte de las necesidades de control de los procesos, pero tienen sus limitaciones, solo pueden aplicarse a sistemas que sean invariantes en el tiempo y sistemas lineales, siendo además aplicables a sistemas SISO (simple input, simple output).

Es por ello se desarrollaron sistemas de control modernos, que pueden ser aplicados a sistemas de múltiples entradas y múltiples salidas, sean invariantes en el tiempo, lineales o no lineales; poseen una mayor complejidad, debido a la precisión requerida, a diferencia del control convencional que es una aproximación en dominio de la frecuencia, el control moderno es una aproximación en el tiempo basada en el concepto de variables de estado, su impacto y desarrollo se vio incrementado con el auge de la tecnología. [105]

4.5 Diseño de control del Músculo artificial

El exoesqueleto tiene como actuador un dispositivo neumático (Músculo artificial), el cual convierte la presión del aire, en fuerza de tracción mediante la reducción de su longitud.

Para controlar los giros en las articulaciones, es necesario primero controlar el desplazamiento o contracción del músculo artificial, para ello se usó un módulo de pruebas.

4.5.1 Módulo de Pruebas

El módulo de pruebas, fue acondicionado en el laboratorio de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Piura, este módulo es un circuito neumático, que contiene las siguientes partes:

- Una fuente de aire comprimido de 0.7 Mpa
- Una electroválvula de 1.4Mpa

- Dos válvulas manuales para la seguridad
- Dos sensores de presión
- Una válvula regulable manual
- Un motor paso a paso
- Músculo artificial
- Dos chumaceras
- Una polea
- Un encoder
- Un recipiente

El módulo de pruebas permite mediante una válvula regulable variar la presión interna, regulando el caudal de aire de salida, la presión es medida por los sensores de presión, y esta presión a su vez varía el desplazamiento del músculo artificial; este desplazamiento longitudinal se convierte en desplazamiento angular mediante una polea que está colocada entre las dos chumaceras, que es medida por un encoder; conociendo el radio de la polea y el ángulo desplazado, se puede conocer el desplazamiento longitudinal del músculo artificial

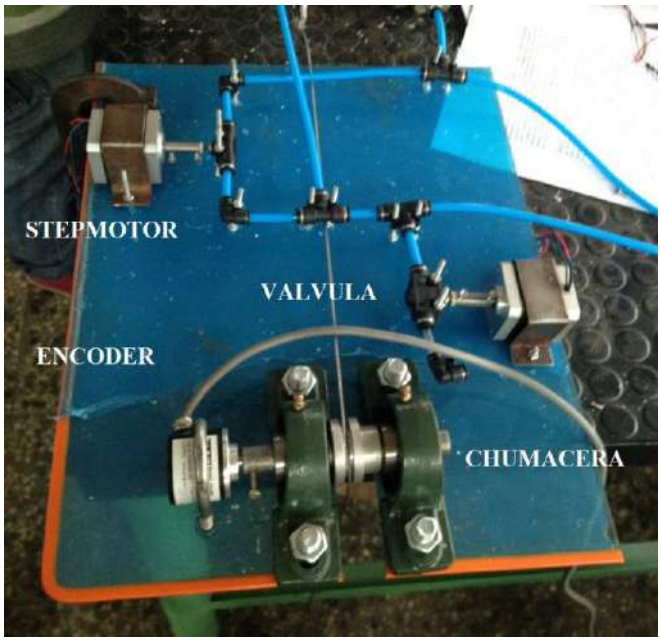


Fig. 106 Módulo de pruebas
Fuente: Elaboración propia

4.5.2 Estrategia de control del músculo artificial

Como se vio anteriormente, el músculo artificial depende de la presión de ingreso, sin embargo, la fuente de presión no es constante, pues el aire del compresor disminuye con el tiempo, por ello se debe primero controlar la presión interna del músculo artificial, y con ello controlar el desplazamiento del mismo.

Teniéndose dos variables medibles, como lo son la presión y el desplazamiento, y una variable controlable (la válvula regulable manual), se opta por un control en cascada, cumpliendo el requerimiento de que el primer sistema responda más rápido que el segundo, siendo en este caso que la presión es de acción casi inmediata mientras que el desplazamiento del músculo artificial es un poco más lento.

Se divide el control general en controles individuales, o sistemas, el primero (sistema de válvula y presión), y el segundo (presión y desplazamiento).

4.5.3 Control de la Válvula reguladora

Se analiza primero el comportamiento de la válvula reguladora, para ingresan distintas entradas escalón, la variable del entrada es el número de vueltas, y la variable de salida es la presión medida.

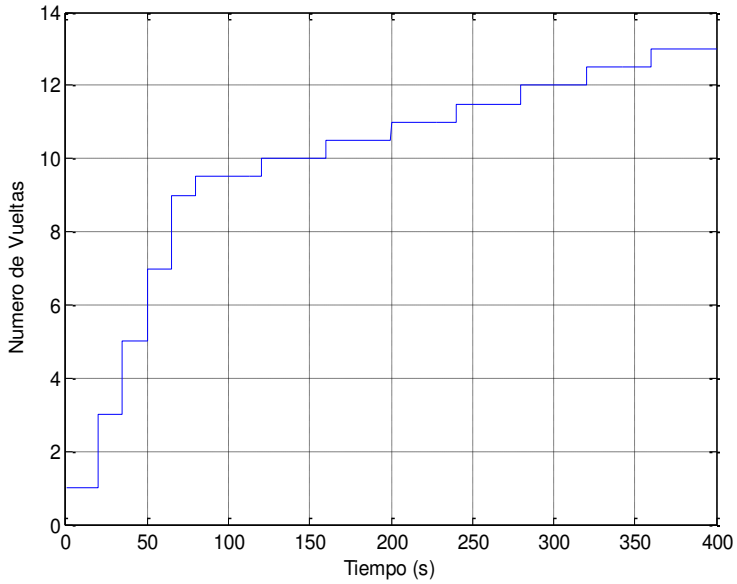


Fig. 107 Variable de entrada de la válvula
Fuente: Elaboración propia

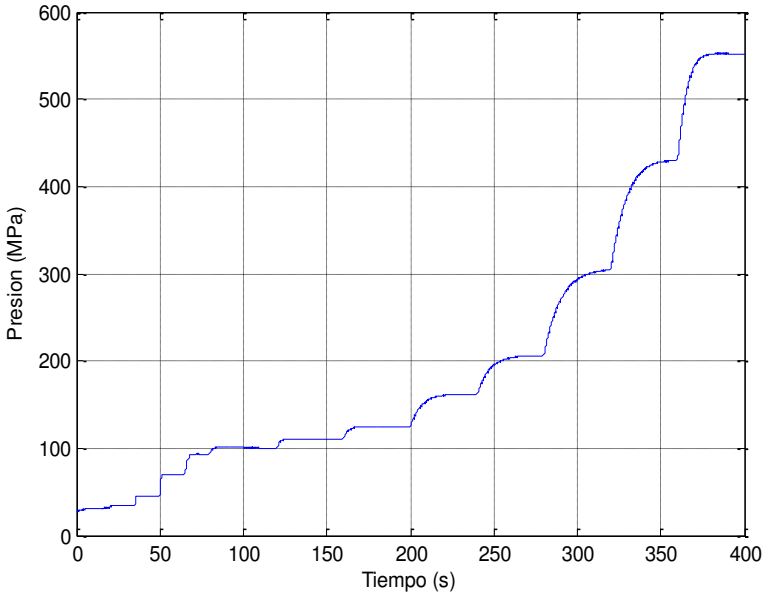


Fig. 108 Presión de salida de la válvula
Fuente: Elaboración Propia

Para este muestreo se utilizo una valvula de 13 vueltas de cierre, se puede notar la no linealidad de la valvual reguladora, debido a que ante un cambio constante en la variable de entrada, no hay una variacion constante en la salida, de hecho se puede notar que la no linealidad se incrementa de gran manera a partir de las 9 vueltas de cierre y es menor en las primeras vueltas.

Al ser un sistema no lineal, se tomaran puntos de operación, y sobre ellos se realizara un control PID, los puntos de operación seran presiones cercanas a 90MPa, 150MPa, 300MPa, 400MPa, 500MPa.
Se hace un muestreo a diferentes entradas, para determinar las salidas cercanas a las presiones de operación las cuales se tomaran para calcular los parametros PID

En la fig. 109 se muestra la respuesta de la válvula ante una entrada de 6 vueltas, siendo la salida una presión de 82.8MPa, cabe resaltar que existe una presión inicial distinta de cero, esto es debido al flujo de aire antes de dar inicio la prueba esta presión de inicio varía ligeramente entre los 39MPa y 42MPa.

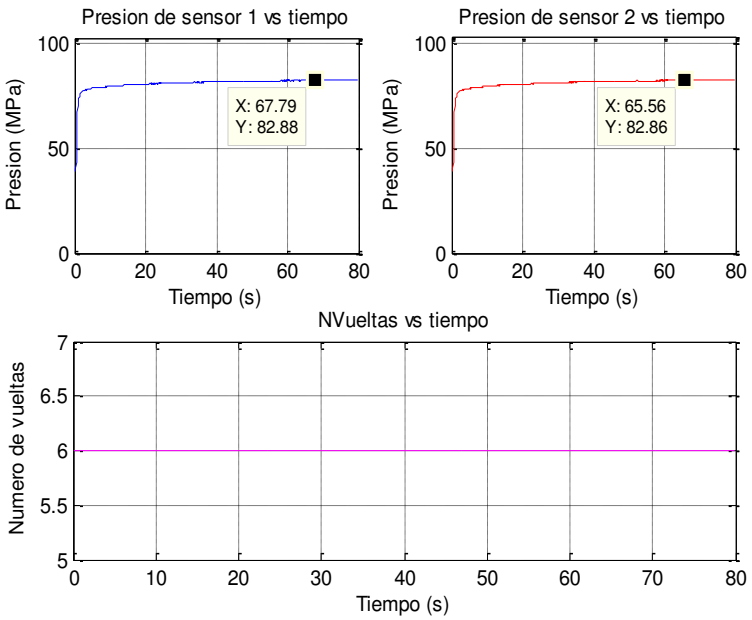


Fig. 109 Respuesta de la válvula a un entrada de 6 vueltas
Fuente: Elaboración propia

El segundo punto de operación se da a una presión cercana de 150MPa, y esto se da a 9 vueltas de cierre, se nota en la gráfica que mientras pasa el tiempo la presión disminuye, eso debido a que el compresor pierde su presión debido al flujo de aire existente.

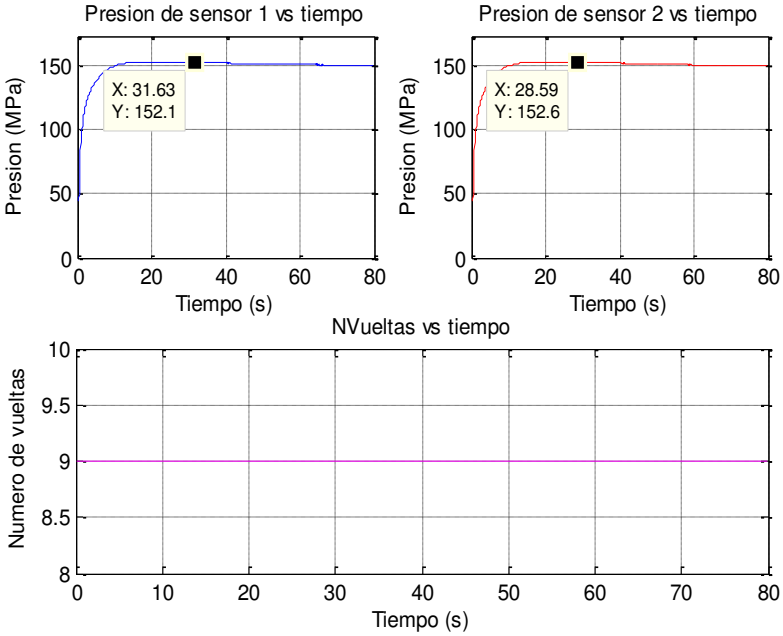


Fig. 110 Respuestas de la válvula ante una entrada de 9 vueltas
Fuente: Elaboración propia

El tercer punto de operación es cercano a los 300 MPa, y esto se obtiene ante una entrada de 10 vueltas, se va notando que la presión aumenta considerablemente a partir de las 9 vueltas.

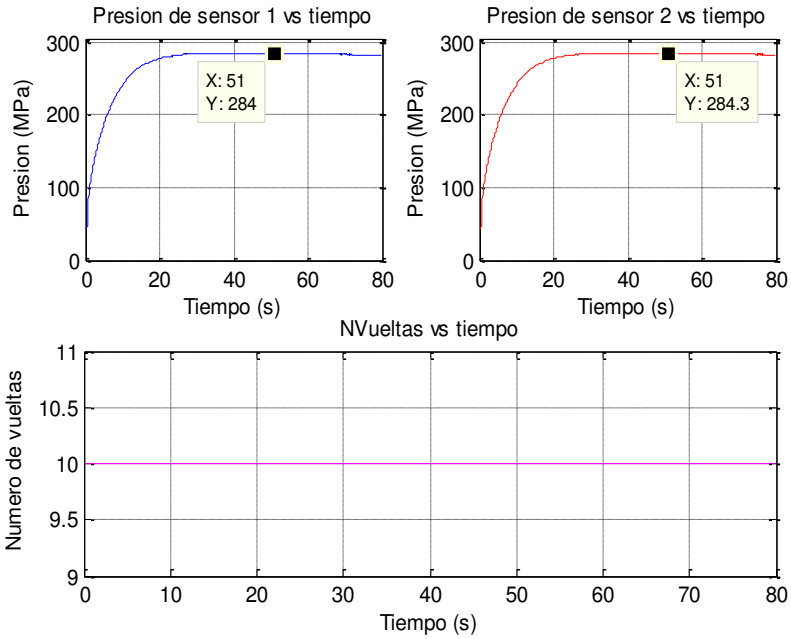


Fig. 111 Respuesta de la válvula ante una entrada de 10 vueltas
Fuente: Elaboración propia

El cuarto punto de operación es aquel que tiene una presión de salida cercana a los 400MPa, esto sucede a 10.4 vueltas, a partir de aquí las variaciones serán de decimas de vuelta, debido a que la presión incrementa muchísimo.

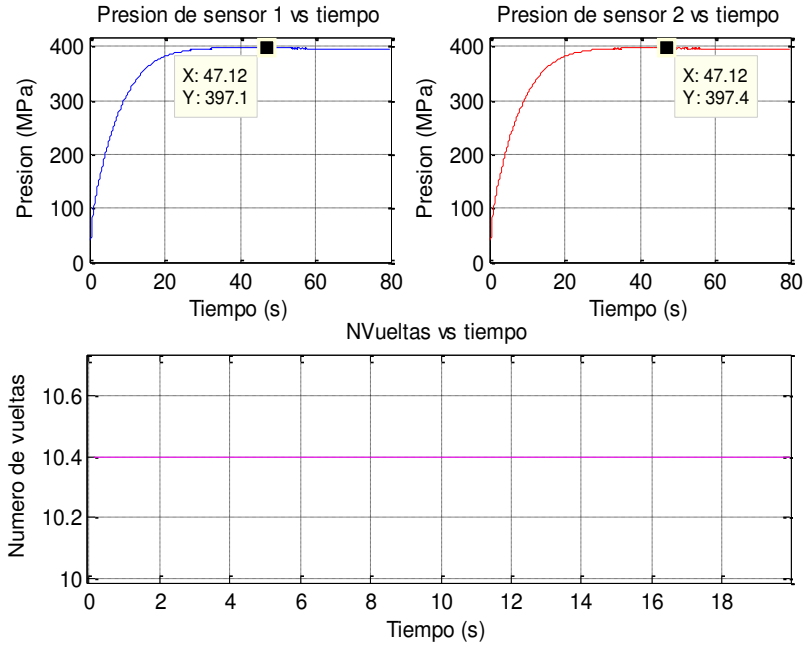


Fig. 112 Respuesta de la válvula a una entrada de 10.4 vueltas
Fuente: Elaboración propia

El último punto de operación es a los 500MPa, debido a que el tope de presión que soporta el músculo artificial por recomendación del fabricante es de 600MPa, y que la presión máxima que alcanza el módulo de pruebas es de 700MPa.

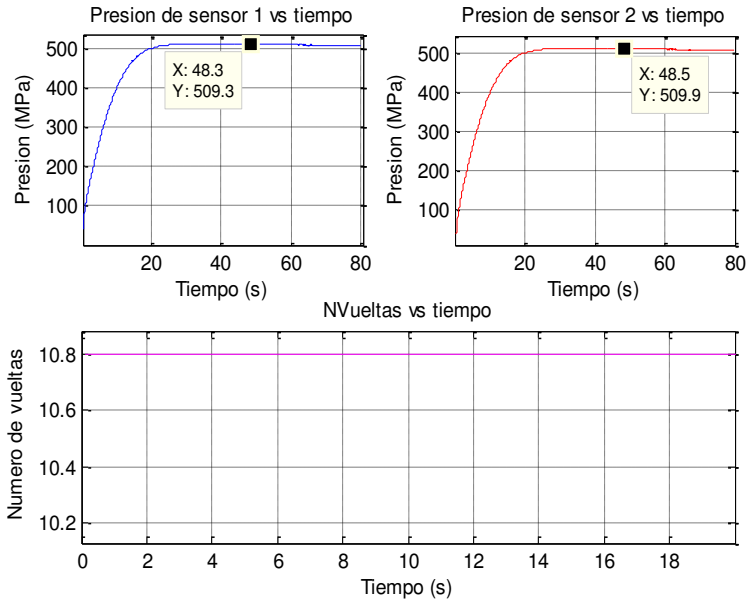


Fig. 113 Respuesta ante una entrada de 10.8 vueltas
Fuente: Elaboración propia

Obtenidos los puntos de operación se modelara el comportamiento de la válvula con ayuda del software Matlab, con esto se podrá obtener parámetros en simulink con el toolbox de PID [109]

La identificación de los modelos para cada uno de los puntos de operación, mediante el toolbox de Matlab requiere una data de identificación y otra de validación, por ello se registra la medición de ambos sensores de presión como se puede ver en las Fig. 109, 110, 111, 112,113. Sin embargo para poder captar el comportamiento del sistema, se resta el valor inicial de presión, pues es independiente del comportamiento del sistema.

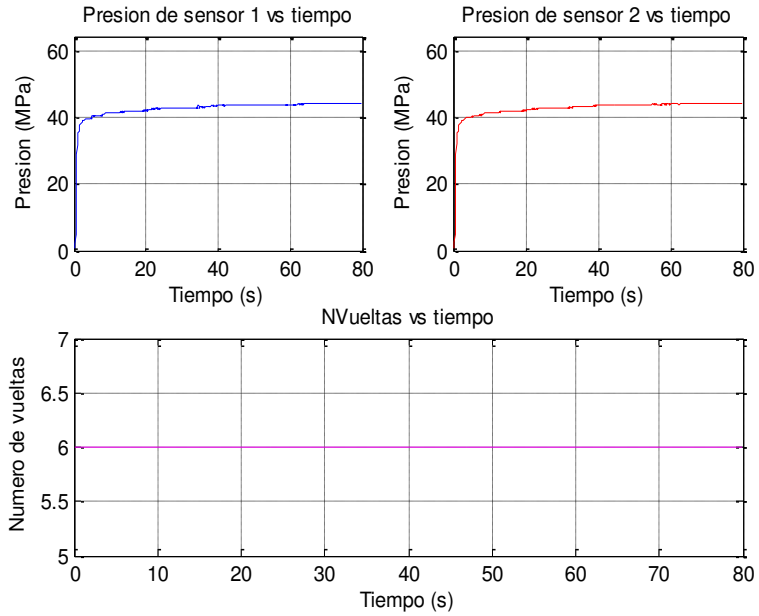


Fig. 114 Comportamiento de la válvula a 6 vueltas
Fuente: Elaboración propia

Se realiza el modelamiento en función de transferencia y por medio de iteraciones con el número de polos y ceros se obtiene el modelo que tenga el mayor porcentaje de ajuste en la validación, como se muestra en la Fig. 116.

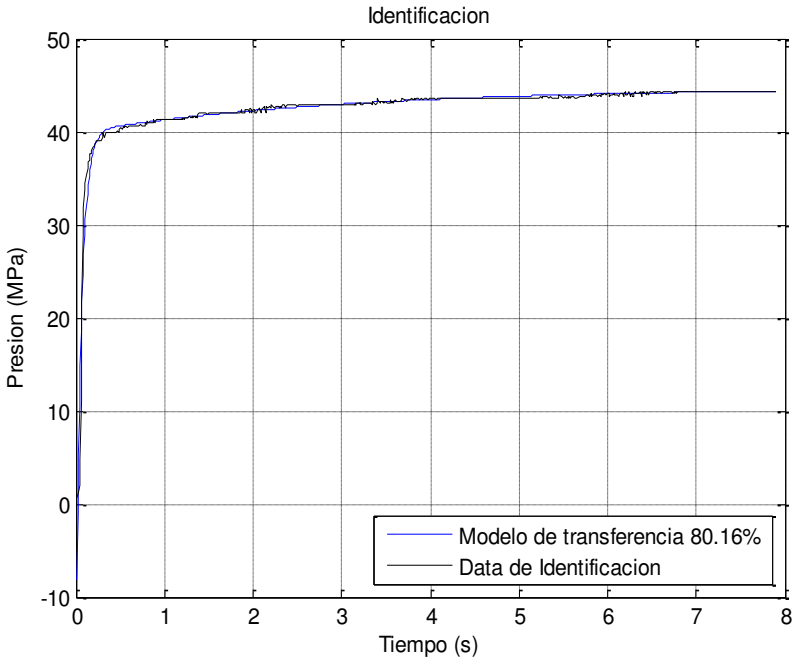


Fig. 115 Identificación del modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

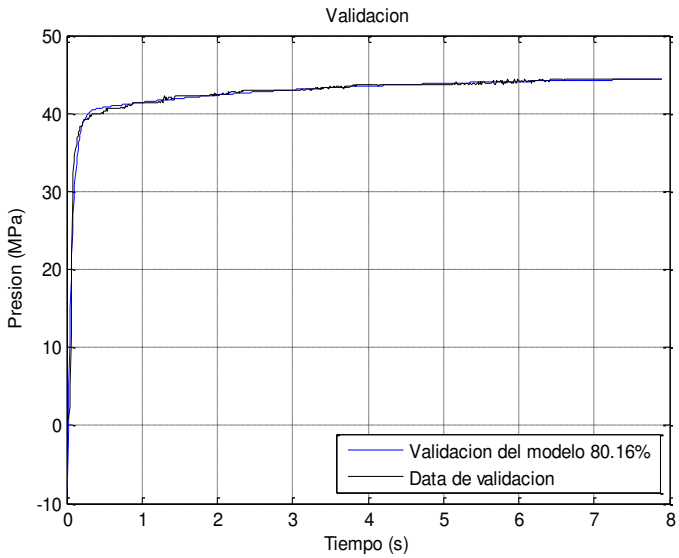


Fig. 116 Validación del modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

La función de transferencia obtenida tiene el mayor porcentaje de ajuste, en identificación y en validación.

$$F_1(S) = \frac{-1.37\ s^2 + \ 108.2\ s \ + \ 41.39}{s^2 \ + \ 16.64\ s \ + \ 5.557}$$

Para el segundo punto de operación, se repite la operación del primero, se retira la presión de entrada y se utiliza la parte izquierda para poder identificar, y la parte derecha para poder validar el modelo obtenido.

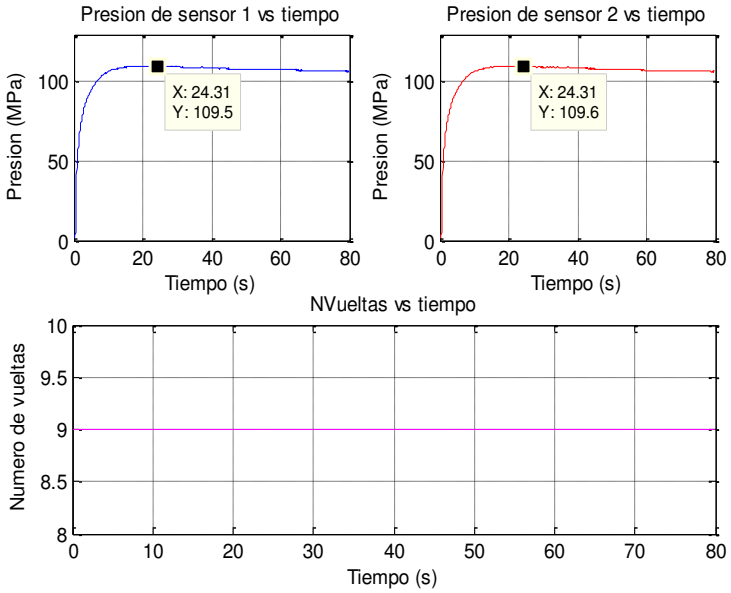


Fig. 117 Comportamiento de la válvula a 9 vueltas
Fuente: Elaboración propia

Se muestra en la Fig. 118 y Fig. 119 la identificación y validación para el modelo con mayor ajuste

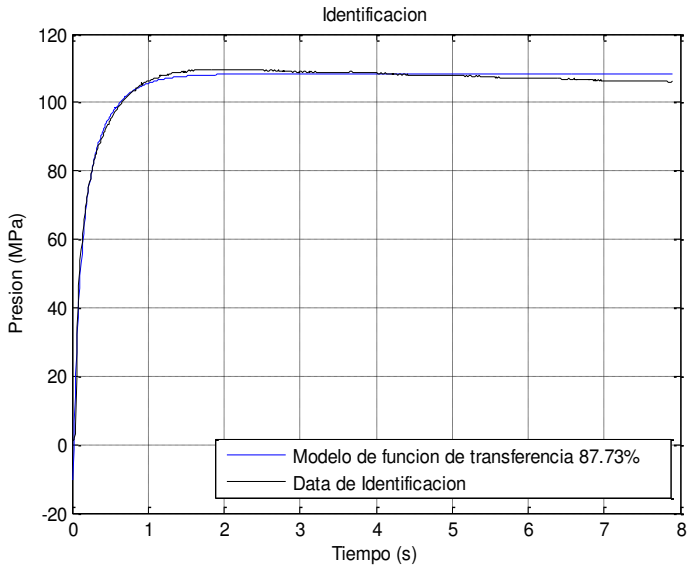


Fig. 118 Identificación del modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

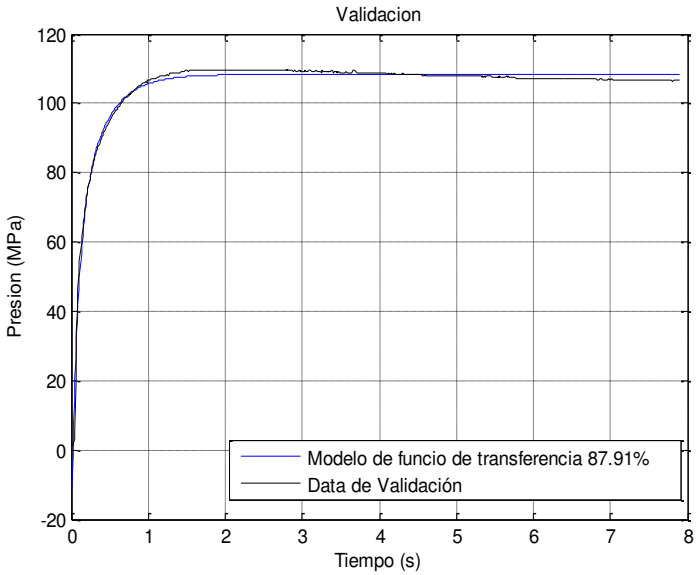


Fig. 119 Validación del modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

El modelo estimado es de segundo orden con un ajuste de 87.91% y se muestra a continuación.

$$F_2(s) = \frac{1.38\,s^2 + 122.2\,s + 435}{s^2 + 15.09\,s + 36.15}$$

Para el tercer punto de operación se repite el procedimiento, se retira la presión inicial, y se utiliza la presión medida en la izquierda para identificar y la derecha para validar el modelo.

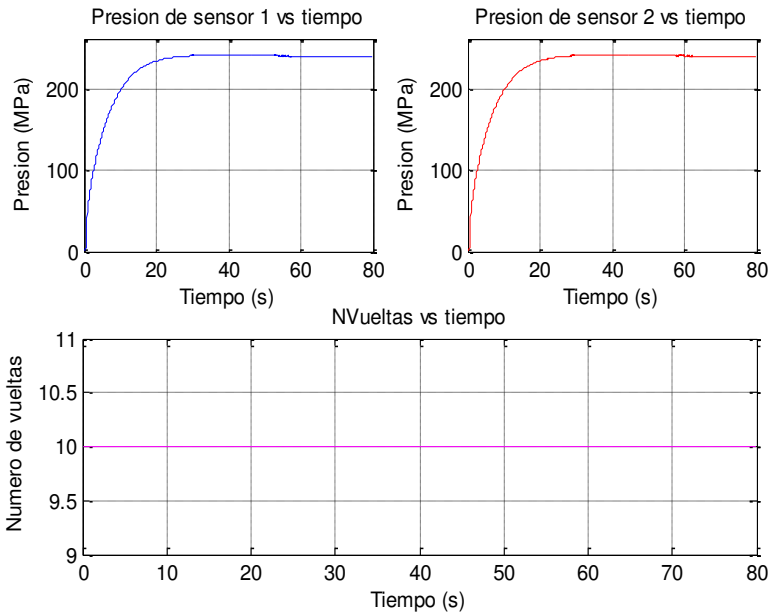


Fig. 120 Comportamiento de la válvula a 10 vueltas
Fuente: Elaboración propia

En la Fig. 121 y 122 se identifica y valida la data medida y se muestra el modelo con mayor ajuste

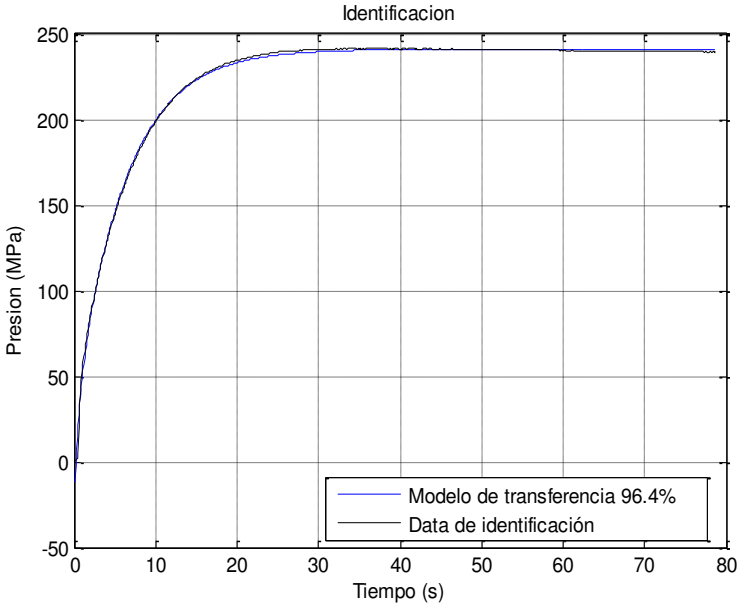


Fig. 121 Identificación del modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

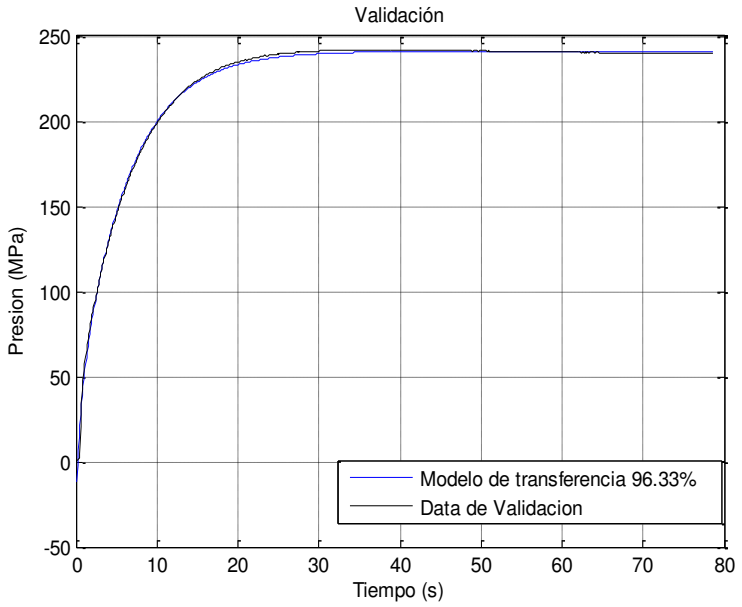


Fig. 122 Validación de modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

El modelo de transferencia presenta un ajuste de 96.33% en validación.

$$F_3(s) = \frac{7.97\,s + 6.882}{s^2 + 1.891\,s + 0.2854}$$

El cuarto punto de trabajo se evalúa quitándola presión de inicio, y se utiliza la parte izquierda para validación y la parte derecha para validación.

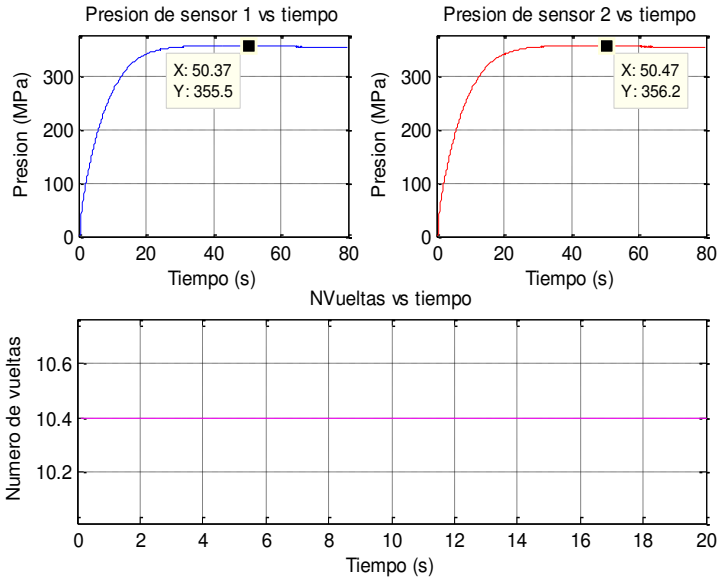


Fig. 123 Comportamiento de la válvula a una entrada de 10.4
Fuente: Elaboración propia

Se muestra en la Fig.124 y Fig.125 la identificación y validación del modelo de función de transferencia con mayor ajuste.

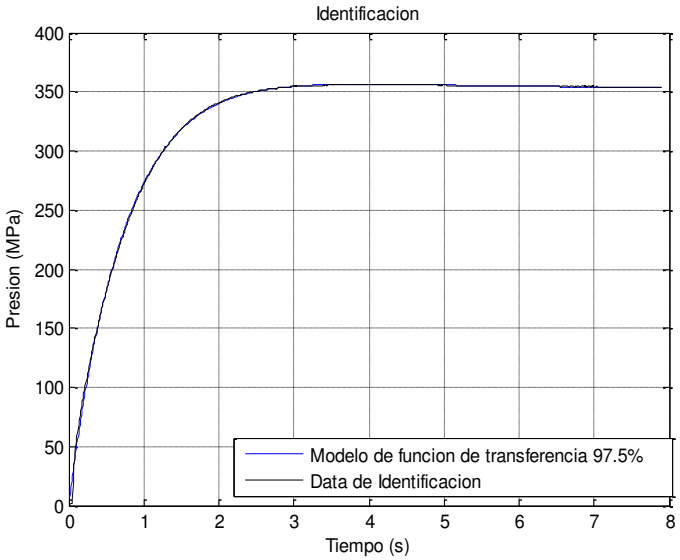


Fig. 124 Identificación del modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

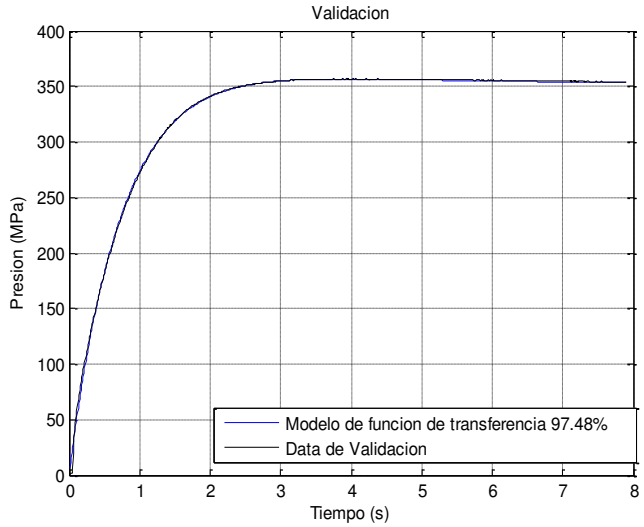


Fig. 125 Validación del modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

El modelo de transferencia presenta un ajuste de 97.48%

$$F_4(s) = \frac{0.6146\,s^2 + 48.32\,s + 22.8}{s^2 + 1.828\,s + 0.6718}$$

El quinto punto de operación se analiza retirando la presión inicial para representar el comportamiento de la válvula, la parte izquierda es para la identificación, y la parte derecha para validación.

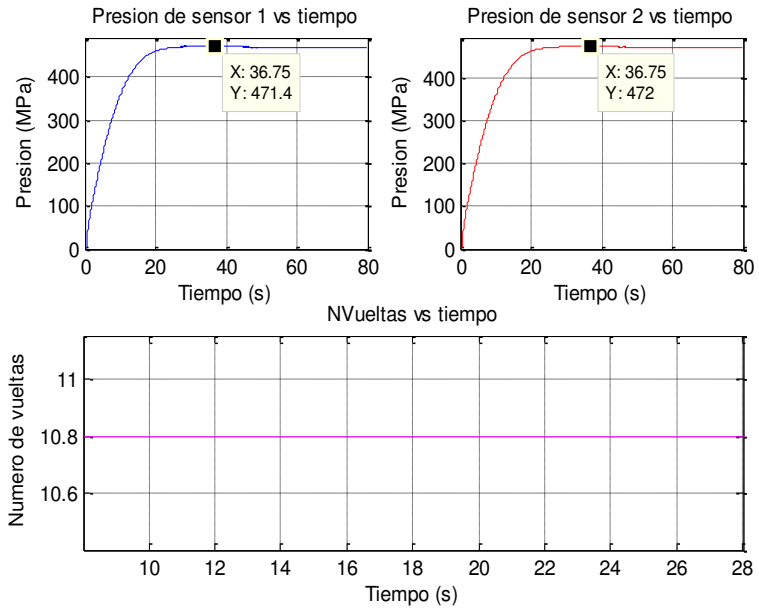


Fig. 126 Comportamiento de la válvula a una entrada de 10.8
Fuente: Elaboración propia

En la Fig.127 y Fig.128 se muestra la identificación y validación del modelo de función de transferencia.

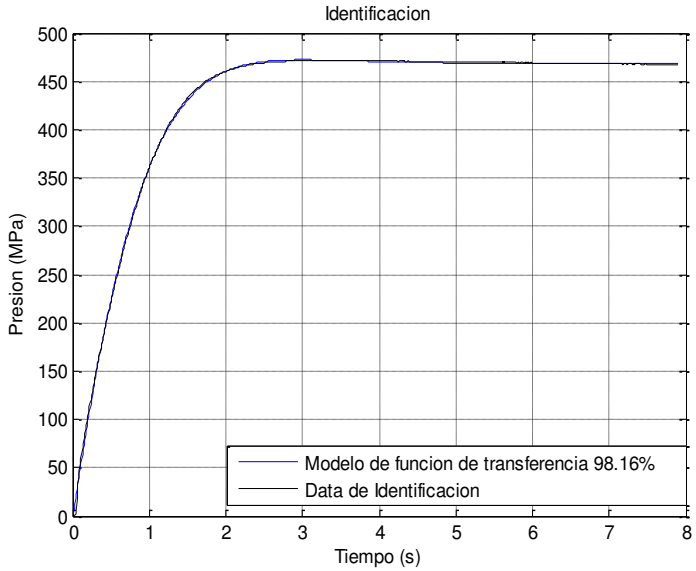


Fig. 127 Identificación del modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

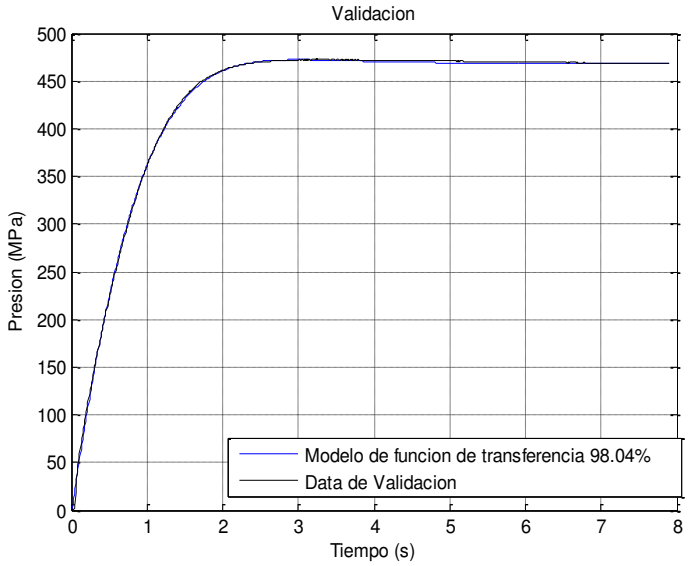


Fig. 128 Validación del modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

El modelo de función de transferencia tiene un ajuste de 98.04%

$$F_5(s) = \frac{50.48\,s\ +\ 115.4}{s^2\ +\ 2.836\,s\ +\ 2.658}$$

Los modelos de los cinco puntos de operación son de segundo orden, y estos mismos son colocados en el bloque para función de transferencia de simulink, cada uno con un set point correspondiente al valor sobre el cual fueron evaluados; luego se agrega el bloque PID que permite de manera sencilla aumentar la robustez del control ,reducir el tiempo de establecimiento, y elegir entre controles P, PI, PID, así también permite colocar limites

en la salida del control, que para este caso es necesario debido a la limitación física del actuador, el cual no puede dar más de 12 vueltas ni menos de 1 vuelta.

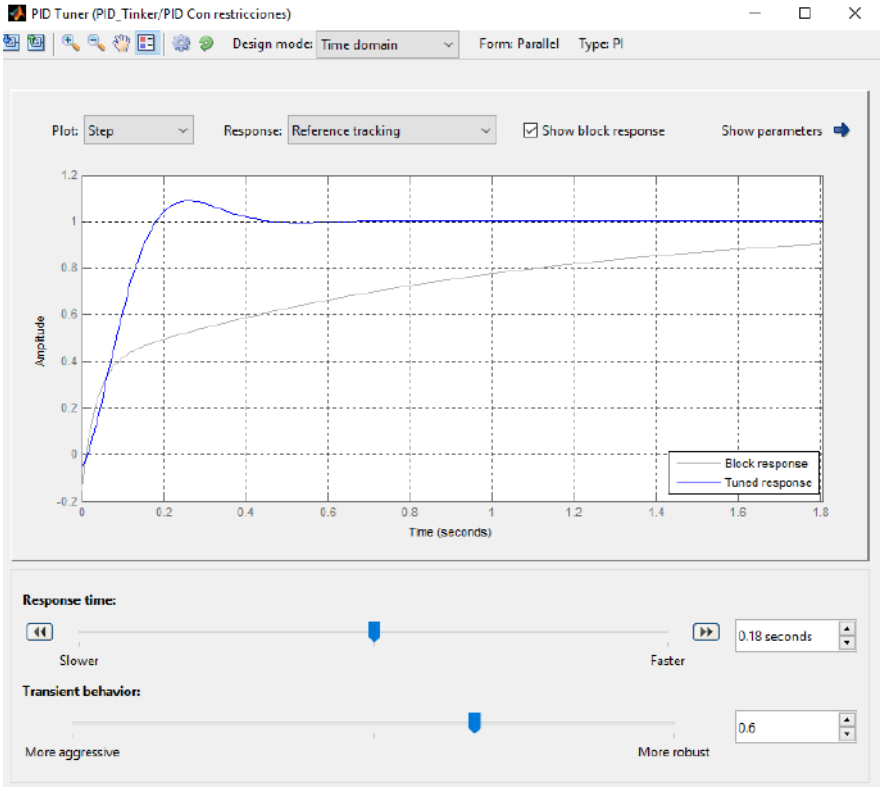


Fig. 129 Bloque PID Simulink
Fuente: Simulink

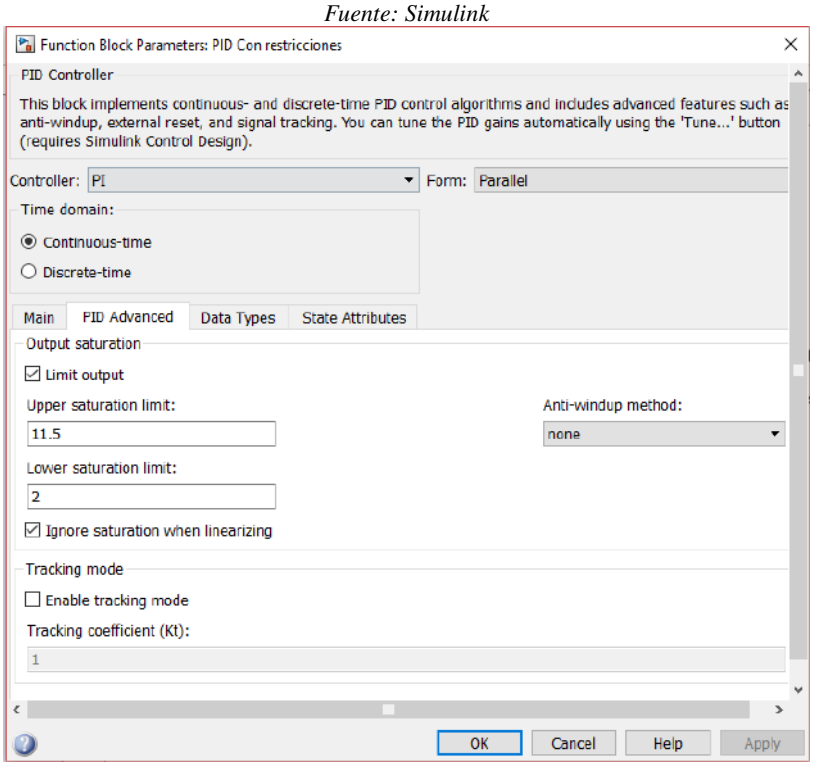


Fig. 130 Bloque PID simulación con saturación
Fuente: Simulink - Matlab

El bloque de simulink para la obtención de los parámetros PID contempla restricciones en la variable de control, la presión inicial del proceso, la función de transferencia, y el set point correspondiente al valor sobre el cual se estimaron los modelos de función de transferencia

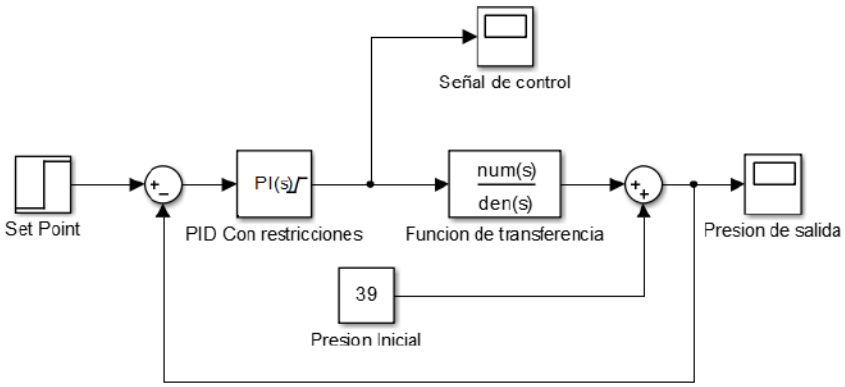


Fig. 131 Bloque Simulink para el cálculo de los valores PID
Fuente: Elaboracion propia

Los parámetros del controlador PID obtenidos para los diferentes modelos en función de transferencia, presentaban un factor derivativo muy pequeño y cercano a cero, por ello se omitió el factor derivativo, y se estimaron los parámetros para un controlador PI, resumidos en el siguiente cuadro:

Tabla 6. Parámetros de controlador PI de la válvula

Punto de operación	Función de transferencia	Set Point	Kp	Ki
100MPa	$\frac{-1.37\,s^2 + 108.2\,s + 41.39}{s^2 + 16.64\,s + 5.557}$	80MPa	0.089	0.23
150MPa	$\frac{1.38\,s^2 + 122.2\,s + 435}{s^2 + 15.09\,s + 36.15}$	152MPa	0.1209	0.2476
300MPa	$\frac{7.97\,s + 6.882}{s^2 + 1.891\,s + 0.2854}$	284MPa	0.1288	0.2388
400MPa	$\frac{0.6146\,s^2 + 48.32\,s + 22.8}{s^2 + 1.828\,s + 0.6718}$	395MPa	0.1614	0.2022
500MPa	$\frac{50.48\,s + 115.4}{s^2 + 2.836\,s + 2.658}$	511MPa	0.1898	0.1775

Fuente: Elaboración propia

4.5.4 Implementación del control de la válvula

Los parámetros del control PI en cada uno de los puntos de operación se implementan en un control PI incremental. Se prueban los parámetros en el módulo de prueba para cada uno de los valores de operación, pero colocando como set point los valores de presión (100MPa, 200MPa, 300MPa, 400MPa, 500MPa) que se utilizan en el músculo artificial obteniendo los siguientes resultados.

El primer control PI, establece la salida de presión en 3 segundos, un pico de 2%, señal de control dentro de los valores establecidos (Menor a 12.5 vueltas).

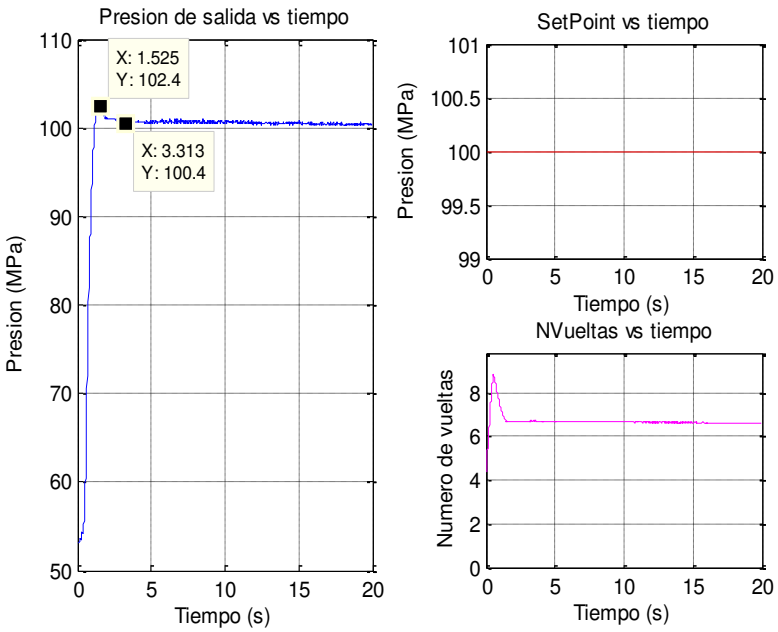


Fig. 132 Control PI implementado en el módulo de pruebas de la primera función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

El segundo control PI, establece la salida de presión en 6 segundos, un pico de 1%, señal de control dentro de los valores establecidos (Menor a 12.5 vueltas).

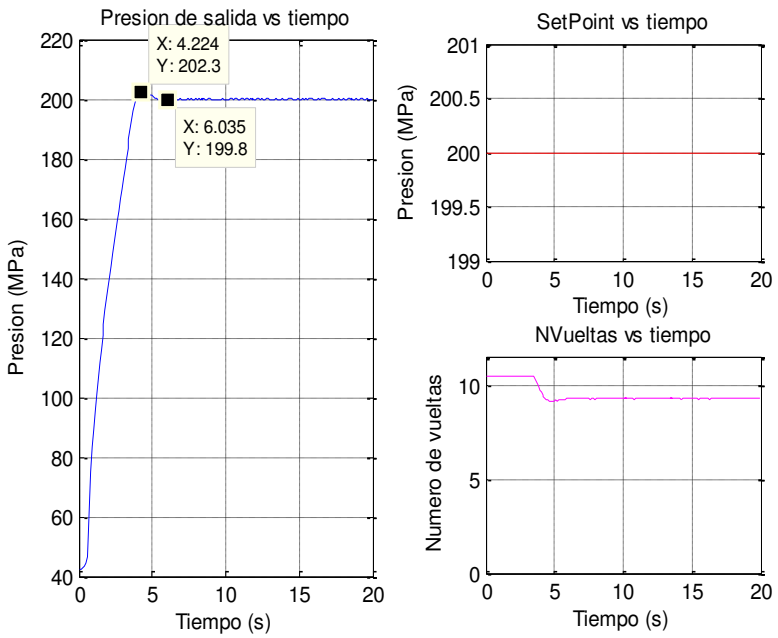


Fig. 133 Control PI implementado en el módulo de pruebas de la segunda función de transferencia
Fuente: Elaboración Propia

El tercer control PI, establece la salida de presión en 7 segundos, señal de control dentro de los valores establecidos (Menor a 12.5 vueltas).

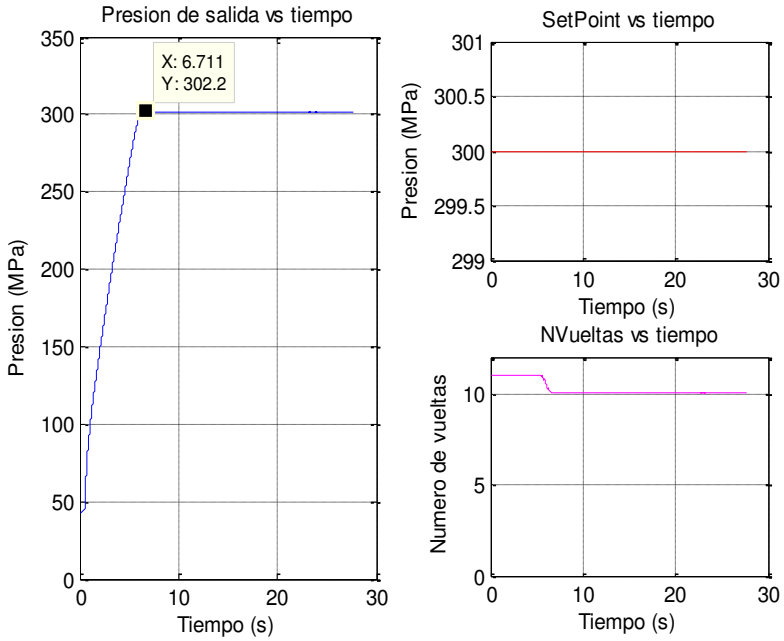


Fig. 134Control PI implementado en el módulo de pruebas de la tercera función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

El cuarto control PI, establece la salida de presión en 16 segundos, señal de control dentro de los valores establecidos (Menor a 12.5 vueltas).

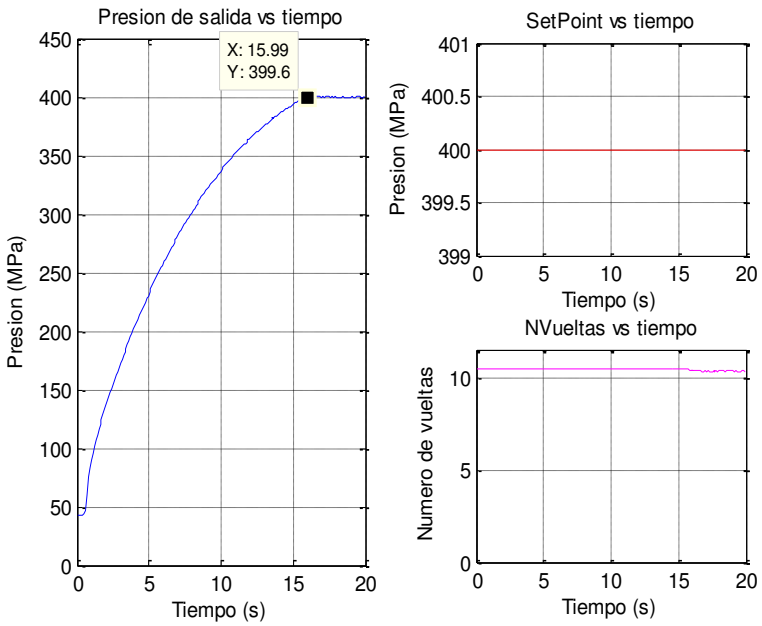


Fig. 135 Control PI implementado en el módulo de pruebas de la cuarta función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

Los controles PI incrementales implementados son efectivos en sus puntos de operación, sin embargo este control debe funcionar en todo el rango de presiones (de 100MPa a 500MPa), por ello se debe modificar los parámetros del controlador PI según sea el set point, es decir adaptarse en los rango de operación, la estrategia planteada no es un PI adaptativo, pero tiene la similitud de seleccionar sus parámetros de control en base a los que ya fueron calculados y probados en los puntos de operación mostrados, esto se lleva a cabo mediante la interpolación de los parámetros Kp y Ki, lo que denomino PI incremental segmentado, la implementación es sencilla y los resultados son muy buenos cumpliendo en todos los rangos de operación. Para esta prueba se utilizó una válvula con 13 vueltas de cierre.

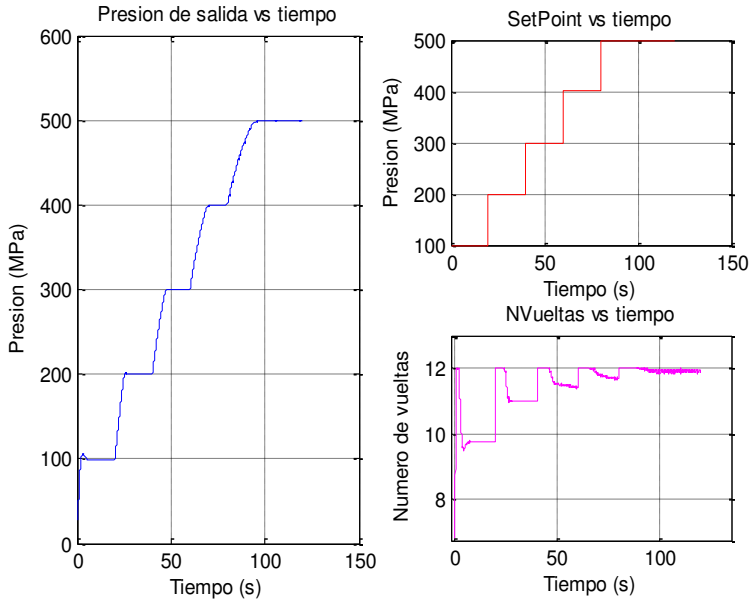


Fig. 136 Control PI incremental segmentado de la válvula reguladora
Fuente: Elaboración propia

4.5.5 Control del músculo artificial

Teniendo el control de la válvula reguladora, ahora es posible analizar el comportamiento del músculo artificial mediante un muestreo según las presiones de trabajo que van de 100MPa a 500MPa.

Para las pruebas de muestreo se utilizó un peso de 5 kg que es levantado por el músculo artificial, este peso simula en conjunto el brazo, antebrazo y mano; estas pruebas se realizaron

La primera grafica de la izquierda, muestra la presión de entrada al músculo artificial, la primera grafica de la derecha muestra la señal de control de la válvula reguladora, la segunda grafica de la izquierda muestra la presión que es medida en el músculo artificial, y la segunda grafica de la derecha muestra el desplazamiento correspondiente a las variaciones de presión. Es notoria la no linealidad del músculo artificial, pues los cambios de presión son constantes, sin embargo la respuesta del músculo artificial no lo es, siendo mucho menor la diferencia mientras la presión aumenta, aparte de ello el establecimiento del músculo artificial es lento, y el valor de establecimiento tomado en este caso es el valor que por mayor tiempo permanece estable, esto se debe a que el músculo artificial presenta variaciones muy pequeñas luego de establecerse.

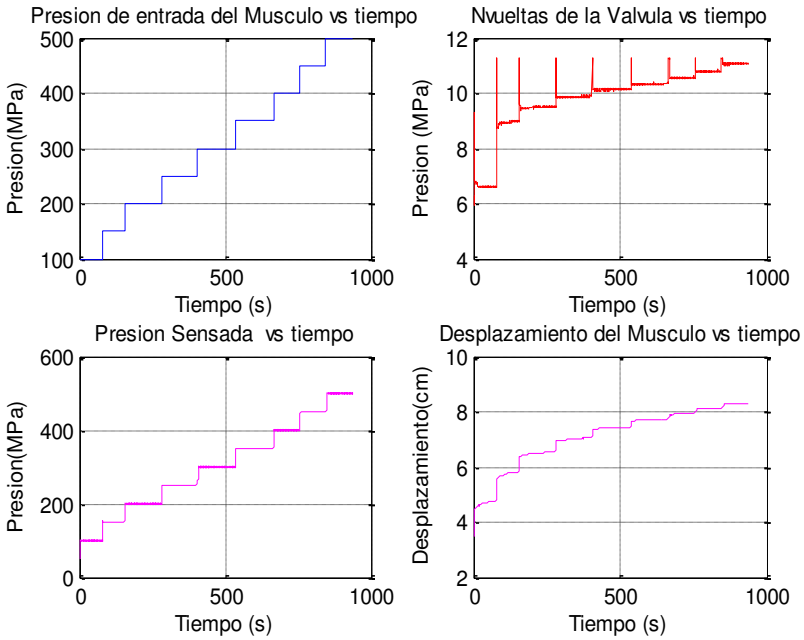


Fig. 137Muestreo del desplazamiento del músculo artificial
Fuente: elaboración propia

Sabiendo que el comportamiento es no lineal se optara por realizar el mismo tipo de control que en la válvula reguladora, se harán pruebas a entradas escalón en puntos ubicados dentro del rango de presión de trabajo para establecer los parámetros de control PI.

La respuesta del músculo artificial ante una entrada de 100MPa, tiene un tiempo de establecimiento de 184 segundos, y un valor de establecimiento de 5.11cm, en la gráfica se muestra la presión de entrada, la presión censada, y la respuesta en tiempo del músculo artificial.

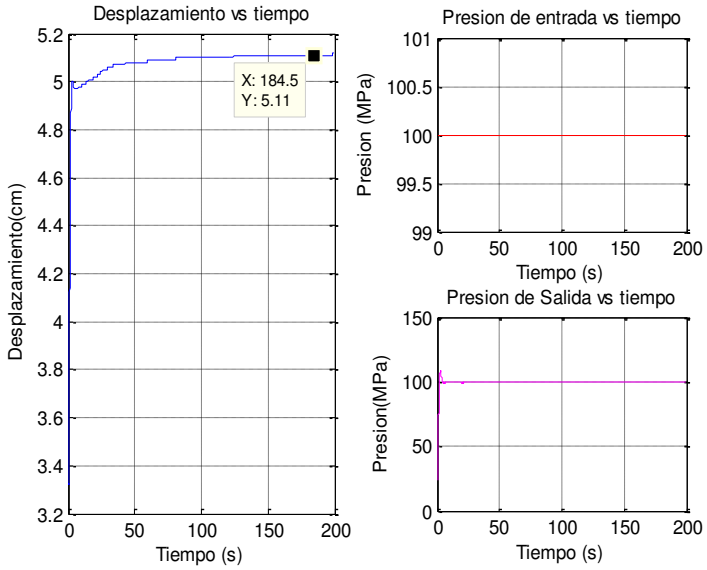


Fig. 138Respuesta del músculo artificial ante una entrada de 100MPa
Fuente: Elaboración propia

La respuesta del músculo artificial ante una entrada de 200MPa, tiene un tiempo de establecimiento de 187 segundos, y un valor de establecimiento de 6.67cm, en la gráfica se muestra la presión de entrada, la presión censada, y la respuesta en tiempo del músculo artificial.

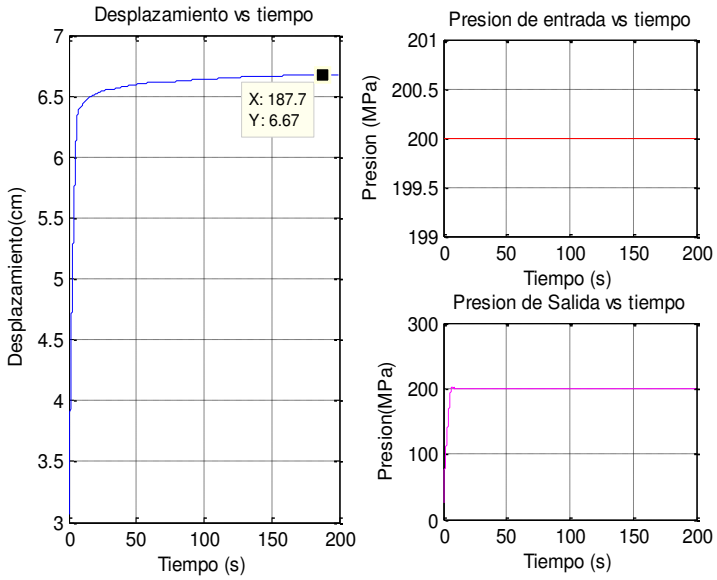


Fig. 139 Respuesta del músculo artificial ante una entrada de 200MPa
Fuente: Elaboración propia

La respuesta del músculo artificial ante una entrada de 300MPa, tiene un tiempo de establecimiento de 127 segundos, y un valor de establecimiento de 7.5cm, en la gráfica

se muestra la presión de entrada, la presión censada, y la respuesta en tiempo del músculo artificial.

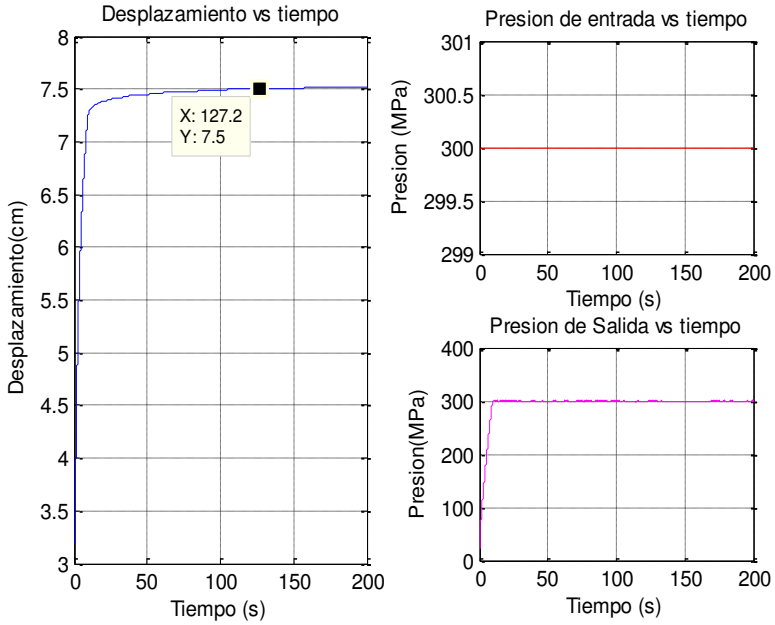


Fig. 140 Respuesta del músculo artificial ante una entrada de 300MPa
Fuente: elaboración propia

Se eligen tres puntos de operación, cercanos a 5cm, 6.5cm, y 7.5cm con el propósito de diseñar un control en el rango de operaciones de 4 a 8 cm, pues estas distancias son las que se utilizaran para el control del exoesqueleto. Si bien el músculo artificial es un sistema no lineal como en el caso de la válvula reguladora, la no linealidad del músculo artificial es mayor a menores presiones, mientras que a presiones altas su variación en centímetros es poca.

En similitud con el control de la válvula reguladora, se identificara mediante el toolbox de Matlab una función de transferencia a la que posteriormente se le calcularan los parámetros de un control PID.

Para el toolbox de Matlab, se necesitan datos para identificación y datos par validación, en cada uno de los puntos de operación, por ello se realizaron dos pruebas step en cada punto de operación para obtener estos datos, a diferencia de la válvula en este caso no fue necesario restar un valor inicial.

Para el primer punto de operación cercano a 5.11cm se obtuvieron los siguientes datos de identificación y validación.

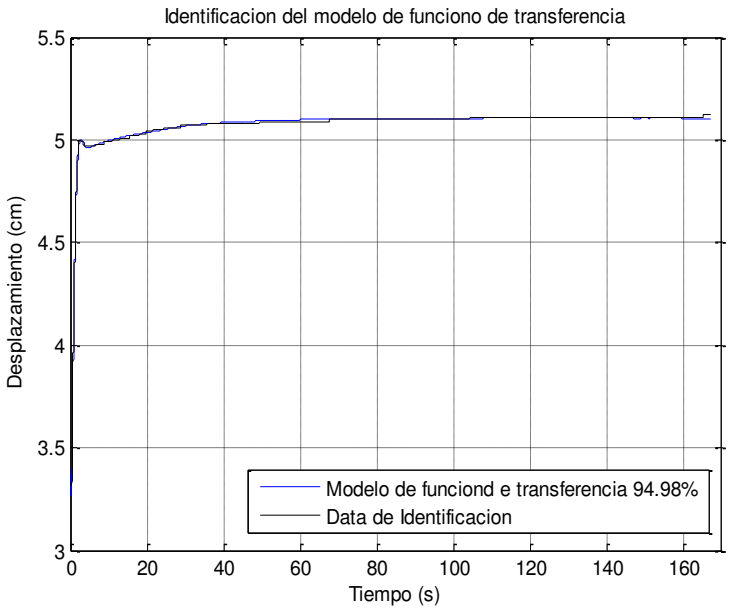


Fig. 141 Identificación del modelo de transferencia
Fuente: elaboración propia

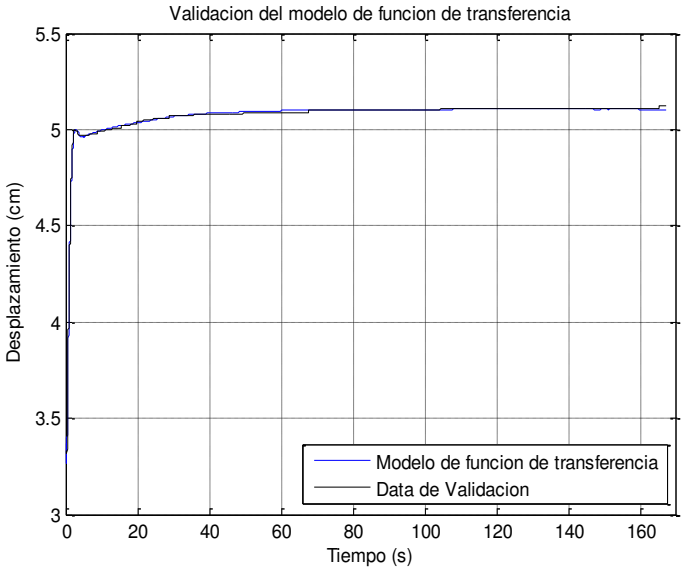


Fig. 142 Identificación del modelo en función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

El modelo obtenido tiene un ajuste es de 94.98% y es de tercer orden

$$F_1(s) = \frac{0.0306\,s + 0.01683}{s^3 + 3.256\,s^2 + 5.357s + 0.3292}$$

Para el segundo punto de operación, se hacen pruebas step para obtener data de identificación y de validación.

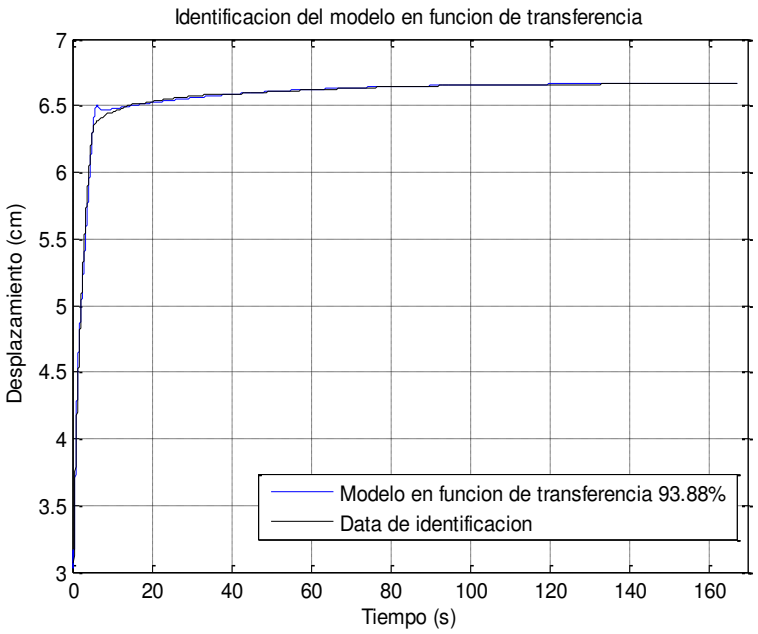


Fig. 143 Identificación del modelo de función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

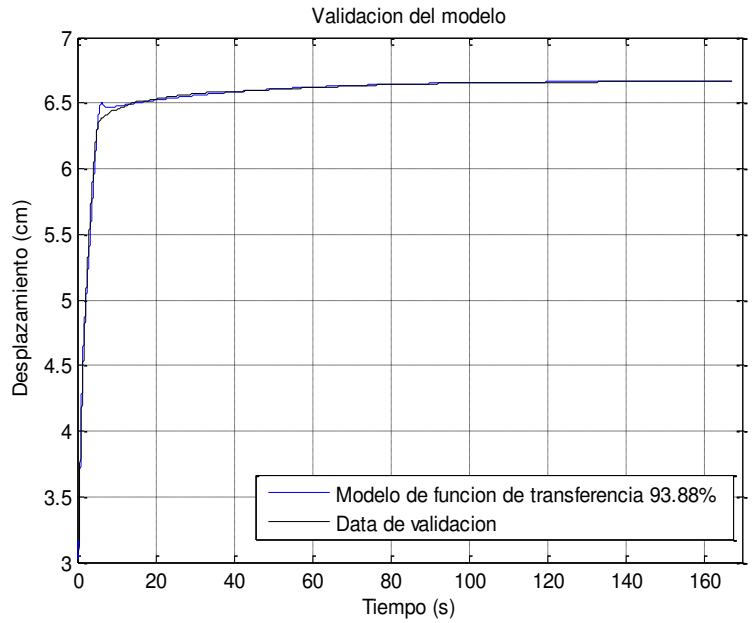


Fig. 144 Validación del modelo en función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

El modelo en función de transferencia tiene un ajuste de 93.88%, y es de tercer orden

$$F_2(s) = \frac{0.1908\,s\ +\ 0.01073}{s^3\ +\ 4.748\,s^2\ +\ 11.7s\ +\ 0.3212}$$

Para el tercer punto de operación, se hacen pruebas step para obtener data de identificación y de validación.

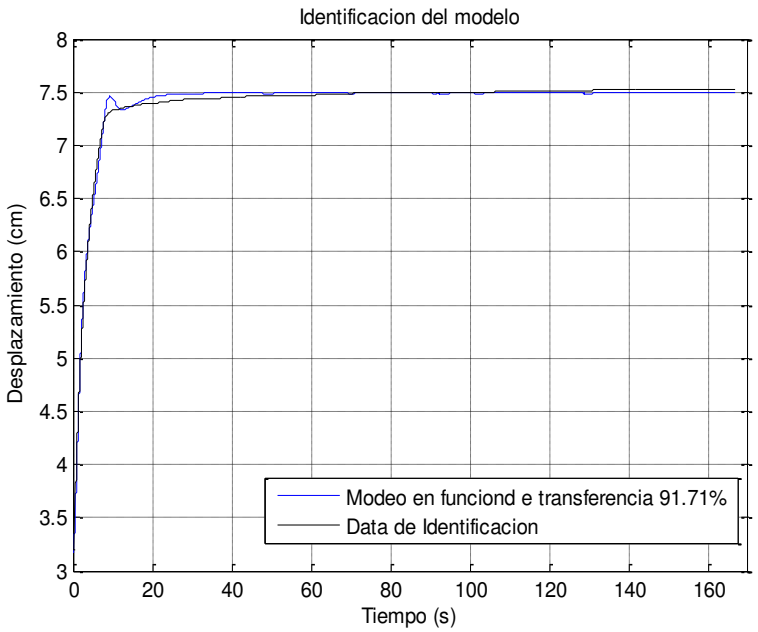


Fig. 145 Identificación del modelo en función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

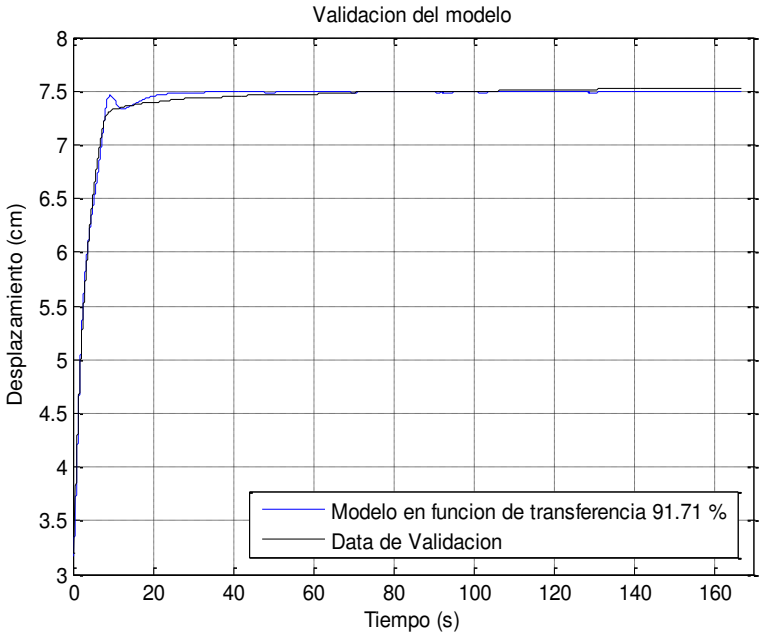


Fig. 146 Validación del modelo en función de transferencia
Fuente: Elaboración propia

El modelo en función de transferencia es de tercer orden, y con un ajuste de 91.71%

$$F_3(s) = \frac{0.0264\,s^2 + 0.01605\,s + 0.003604}{s^3 + 1.659\,s^2 + 0.9335\,s + 0.1443}$$

Los modelos obtenidos para los 3 puntos de operación, son colocados en un bloque de simulink, agregando el bloque de PID, para lograr obtener los parámetros del controlador, en similitud con el control de la válvula reguladora.

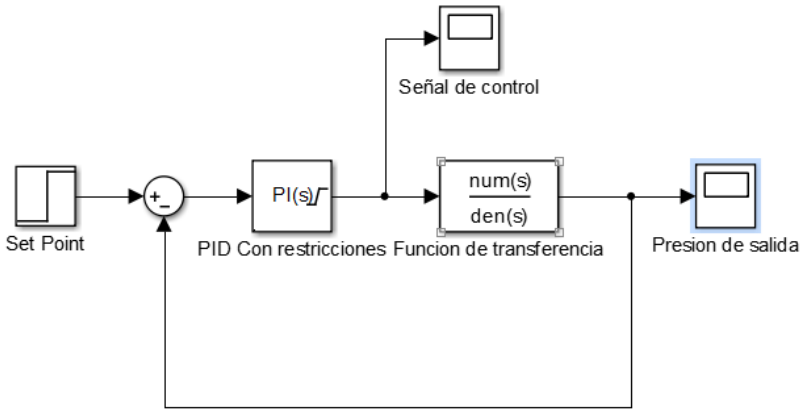


Fig. 147 Bloque de simulink para obtener los parámetros PID del músculo artificial
Fuente: Elaboración propia

Los parámetros PID que se obtuvieron para cada punto de operación, presentaban valores Kd muy bajos, por ello se optó por considerar solo un control PI, cuyos valores se resumen en el cuadro siguiente:

Tabla 7 Parámetros PI para el músculo artificial

Punto de operación	Función de transferencia	Set Point	K_P	K_i
5 cm	$\frac{0.0306\,s\,+\,0.01683}{s^3\,+\,3.256\,s^2\,+\,5.357s\,+\,0.3292}$	5.11 cm	116	52.51
6.5 cm	$\frac{0.1908\,s\,+\,0.01073}{s^3\,+\,4.748\,s^2\,+\,11.7s\,+\,0.3212}$	6.65 cm	108.87	30.40
7.5cm	$\frac{0.0264\,s^2\,+\,0.01605\,s\,+\,0.003604}{s^3\,+\,1.659\,s^2\,+\,0.9335\,s\,+\,0.1443}$	7.52 cm	128.9	31.16

Fuente: Elaboración propia

4.5.6 Implementación del control del músculo artificial

Los parámetros obtenidos, se implementaron en el control en cascada que se tenía previsto para el módulo de pruebas, siendo la señal de control del músculo artificial, el set point de la válvula reguladora, evaluando el control en cada uno de los puntos de operación se obtuvo una buena respuesta por parte del músculo artificial, sin embargo de manera similar al de la válvula reguladora, se utilizaron estos parámetros para utilizar el PI segmentado, que como se había explicado es la obtención de los parámetros Kp y Ki mediante interpolación de los parámetros ya obtenidos, según sea el valor de referencia. Obteniéndose los siguientes resultados, que cubren el rango de operación de 4cm a 8cm. En la Fig. 148 se muestra la referencia que debía el músculo artificial, seguido la respuesta del músculo artificial, seguido la señal de control de presión, que viene a ser el punto de referencia para la válvula reguladora, la cual es seguida por la misma, y

demuestra que el control en cascada funciona efectivamente, usando el control PI segmentado.

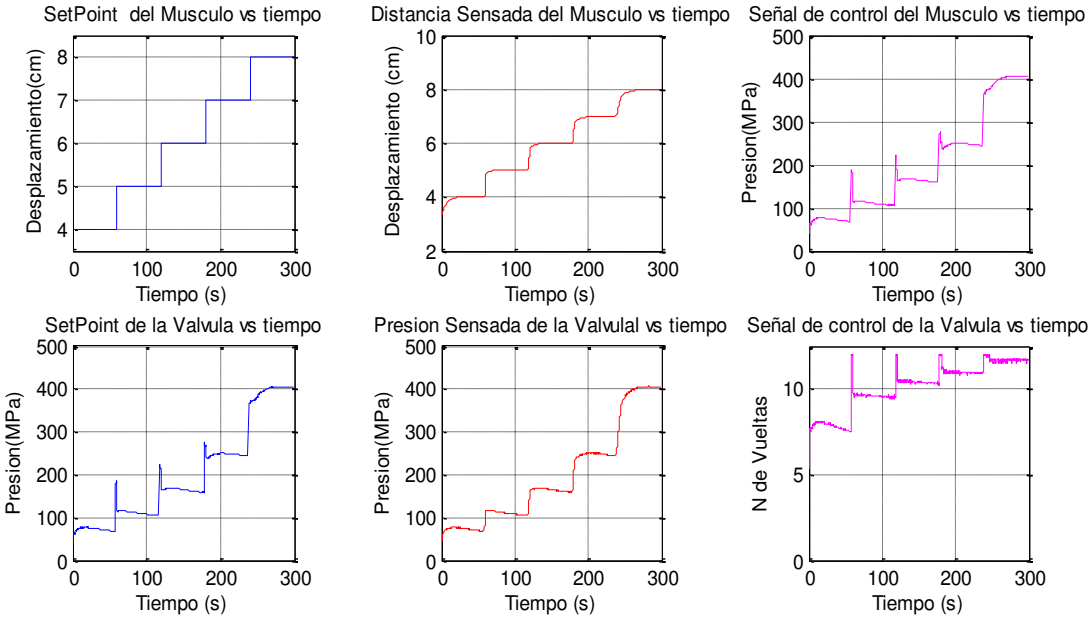


Fig. 148Control PI incremental del músculo artificia
Fuente: Elaboración propia

Conclusiones

- Quedan cumplidos los objetivos de diseño de un exoesqueleto para miembro superior al validar las estructuras que forman parte del exoesqueleto con al ayuda de la herramienta SolidWork para personas de 75kg y de una estatura máxima de 1.64m, garantizando su correcto funcionamiento con un factor de seguridad apropiado, recomendando no ser utilizado para personas con un peso o estatura mayor.
  Se obviaron los análisis de fatiga pues los trabajos de rehabilitación que son el objetivo principal, son lentos y suaves.
  Las articulaciones ubicadas en el codo y el hombre permiten realizar los movimientos de abducción y aducción como es requerido para las terapias de rehabilitación.
  El peso total de la estructura es de 5.6 kg de los cuales 4kg pertenecen a la estructura que contiene los actuadores, ubicados en la espalda de la persona, dejando solo 1.6kg repartidos en ambos brazos, que no representan gran carga para el cuerpo de la persona.

- Queda cumplido el objetivo del diseño e implementación de control para el musculo artificial utilizando un sistema de control en cascada, con dos lazos de control PI, cuyos parámetros de control son determinados mediante la interpolación de parámetros obtenidos en distintos puntos en el rango de operación con ayuda del Toolbox de Matlab.
  Este sistema de control se implementó y demostró trabajar en perturbaciones, pues las pruebas de control se hicieron durante horas de trabajo del personal del laboratorio, en el cual operaban maquinaria activada por aire comprimido. Los parámetros obtenidos para el lazo de control del musculo artificial fueron validados para pesos máximos de 5 kg, debido al comportamiento del musculo artificial si se desea trabajar con otro peso se recomienda calcular los parámetros nuevamente.

- El uso de los músculos artificiales como actuadores debido a su peso reducido y a su gran fuerza permiten una estructura ligera, permitiendo además autonomía al llevar la fuente de aire en el mismo exoesqueleto.

- El uso de las herramientas Solidworks, Matlab y la programación hecha lenguaje de programación Python, facilitaron los análisis que debían ser realizados para la validación del exoesqueleto.

Referencias

[1] J. Vásquez Egido, «CPR Navalmoral de la Mata,» 16 Abril 2012. [En línea]. Available: http://cprnavalmoral.juntaextremadura.net/2012/DISCAPACIDAD%20MOTORA.pdf.

[2] G. Echeíta y M. Sandoval, «Educación Inclusiva o educación sin exclusiones,» *Revista de Educación 327-Ministerio de Educación,Cultura y deporte,* 2002.

[3] L. Muzaber y I. Schapira, « Parálisis Cerebral y el concepto Bobath de neurodesarrollo,» 2012.

[4] F. Netter, Atlas de anatomía humana, Madrid: Elsevier, 1987.

[5] oea-cidi-sep., «Atención Educativa de niñas de 0 a 6 años con discapacidad motora,» Setiembre 2003. [En línea]. Available: https://www.oas.org.

[6] Direccion general de ducacion indigena, Educacion pertinente e inclusiva. La discapacidad en Educacion Indigena, Mexico: D. R. © Secretaría de Educación Pública, 2012.

[7] J. Kim y G. K. Parvizi, «Cerebral Palsy,» *High Yield Orthopaedics,* 2010.

[8] A. Tennant, «Epidemiology of neurologically disabling disorders,» *Handbook of Clinical Neurology,* 2013..

[9] T. H. Tulchinsky y E. A. Varavikova, «Family Health,» *The New Public Health (Third Edition),* 2014.

[10] K. Kent R., «Neurology,» *Pediatric Secrets (Fifth Edition),* 2011.

[11] S. Kotagal, «Pediatric Sleep-Wake Disorders,» *Review of Sleep Medicine (Second Edition),* 2007.

[12] J. A. Weddell, B. J. Sanders y J. E. Jones, «Dental Problems of Children with Special Health Care Needs,» *McDonald and Avery Dentistry for the Child and Adolescent (Ninth Edition),,* 2011.

[13] M. Luz Alonso, A. De Bernardi Linares, C. Clar Forteza, C. Fernández Fernández, E. Fuentesal Escudero, T. González Franco, B. Núñez Angulo, M. J. Sastre Romaniega y I. Zuloaga Arteaga, Atencion educativa para personas con paralisis cerbral y discapacidades afines, España, 2003.

[14] E. J. Magill y J. Darrah, «Disabilities, Physical,» *Encyclopedia of Adolescence,* 2011.

[15] P. Rea, «Spinal Tracts – Descending/Motor Pathways,» *Essential Clinical Anatomy of the Nervous System,* 2015.

[16] A. Boquete Jamardo y J. C. Fernandez Mendez, «Eficacia de un sistema alternativo de comunicación en PC: estudio caso único,» *REVISTA DE ESTUDIOS E INVESTIGACIÓN,* 2015.

[17] N. E. L. Susan Wiley, «Cerebral Palsy,» *Pediatric Clinical Advisor (Second Edition),* 2007.

[18] A. Bedia Ruiz y R. Arteaga Manjon, «Paralisis cerebral y discapacidad Intelectual,» *Colleccion Feaps Madrid,* 2006.

[19] C. Benson, «Traumatic Brain Injury; Overview,» *Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition),* 2014.

[20] S. S. Kumar Gaddam, T. Buell y C. S. Robertson, «Systemic manifestations of traumatic brain injury,» *Handbook of Clinical Neurology,,* 2015.

[21] A. Obenaus, «Traumatic Brain Injury,» *Encyclopedia of Mental Health (Second Edition), ,* 2016.

[22] M. Shenton, H. Hamoda, J. Schneiderman, S. Bouix, O. Pasternak, Y. Rathi, V. M-A, M. Purohit, K. Helmer, I. Koerte, A. Lin, C.-F. Westin, R. Kikinis, M. Kubicki, R. Stern y R. Zafonte5, «A Review of Magnetic Resonance Imaging and Diffusion Tensor Imaging Findings in Mild Traumatic Brain Injury,» *Brain Imaging Behav.,* 2013.

[23] M. Thom, «Epilepsy Pathology,» *Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition),* 2014.

[24] R. P. Dutton y T. E. Grissom, «Trauma and Acute Care,» *Anesthesia and Uncommon Diseases (Fifth Edition),* 2006.

[25] A. Taylor, P. Prolo y M. Pilati, «Alcohol, Alcoholism, and Stress: A Psychobiological Perspective*,» *Encyclopedia of Stress (Second Edition),,* 2007.

[26] B. Ivins, «Brain Injury, Traumatic: Epidemiological Issues,» *Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition),* 2014.

[27] S. Burkhardt y A. Rotatori, «Educating Students with Traumatic Brain Injury,» *International Encyclopedia of Education (Third Edition),* 2010.

[28] J. Langlois y W. Rutland Brown, «The epidemiology and impact of traumatic brain injury: a brief overview,» *J Head Trauma Rehabil,* 2006.

[29] M. S. Vavilala y R. Chesnut, «Anesthetic Considerations for Pediatric Neurotrauma,» *Essentials of Neuroanesthesia and Neurointensive Care,,* 2008.

[30] M. B. Potts, M. E. Sughrue, S. I. Stiver, L. H. Pitts y G. T. Manley, «Decompressive Craniectomy for Traumatic Brain Injury,» *Schmidek and Sweet Operative Neurosurgical Techniques (Sixth Edition),* 2012.

[31] MedlinePlus, «https://medlineplus.gov/spanish/braintumors.html,» [En línea].

[32] H. B. Newton y J. J. Otero, Epilepsy and Brain Tumors, 2015.

[33] T. Yoneyama, T. Watanabe, H. Kagawa, Y. Hayashi y M. Nakada, «Fluorescence intensity and bright spot analyses using a confocal microscope for photodynamic diagnosis of brain tumors,» *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy,,* 2017.

[34] H. B. Newton y L. Ray, «Supportive Care of Brain Tumor Patients,» de *Epilepsy and Brain Tumors*, 2015.

[35] A. D. Furtado, R. Ceschin, S. Blüml, G. Mason, R. I. Jakacki, H. Okada, I. F. Pollack y A. Panigrahy, «Neuroimaging of Peptide-based Vaccine Therapy in Pediatric Brain Tumors: Initial Experience,» *Neuroimaging Clinics of North America,* 2017.

[36] E. Ç. Özdem, İ. Cihan, U. Mustafa y Ö. Çiğdem, «Epilepsy-related brain tumors,» *Seizure, 25th Anniversary Issue,* 2017.

[37] E. Vander Top, M. Gentry-Nielsen y F. C. Knoop, «Poliomyelitis,» *xPharm: The Comprehensive Pharmacology Reference,* 2007.

[38] D. J. Fisher, «Polio,» *Pediatric Clinical Advisor (Second Edition),* 2007.

[39] D. Lacomis, «Respiratory Dysfunction,» *Office Practice of Neurology (Second Edition),* 2003.

[40] T. H. Tulchinsky y E. A. Varavikova, «A History of Public Health,» *The New Public Health (Third Edition),* 2014.

[41] F. E. Sieber y J. Hang, «The Geriatric Patient,» *Anesthesia and Uncommon Diseases (Fifth Edition),* 2006.

[42] B. W. Bakkum y W. E. Bachop, «Development of the Spine and Spinal Cord,» *Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and Ans (Third Edition),* 2014.

[43] J. Stiles, N. Akshoomoff y F. Haist, Neural Circuit Development and Function in the Brain, California San diego, 2013.

[44] N. Wilton y B. Anderson, «Orthopedic and Spine Surgery,» *A Practice of Anesthesia for Infants and Children (Fourth Edition),* 2009.

[45] J. L. ALLEN, «Pulmonary Complications of Neuromuscular Disease,» *Pediatric Pulmonology,* 2005.

[46] S. A. Back, «Congenital Malformations of the Central Nervous System,» *Avery's Diseases of the Newborn (Eighth Edition),* 2005.

[47] B. Martin y O. Amin, «Spinal Injury,» *International Encyclopedia of Public Health,* 2008.

[48] J. Magill-Evans y J. Darrah, «Disabilities, Physical,» *Encyclopedia of Adolescence,* 2011.

[49] C. Limperopoulos y A. J. Du Plessis, «Neurologic Complications of Congenital Heart Disease and Cardiac Surgery in Children,» *Aminoff's Neurology and General Medicine (Fifth Edition),,* 2014.

[50] T. Hooton, «Urinary Tract Infections in Adults,» *Comprehensive Clinical Nephrology (Fourth Edition),* 2010.

[51] M. Cabrera Serrano, «Muscular dystrophies, metabolic and toxic myopathies,» *Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado,* 2015.

[52] R. Krivosic-Horbera, T. Dépreta y T. Stojkovicb, «Anestesia y miopatías,» *EMC - Anestesia-Reanimación,* 2006.

[53] N. Deconinck y B. Dan, «Pathophysiology of Duchenne Muscular Dystrophy: Current Hypotheses,» *Pediatric Neurology,* 2007.

[54] J. M. Ervasti, «Dystrophin, its interactions with other proteins, and implications,» *Biochimica et Biophysica,* 2007.

[55] M. Eagle, S. Baudouin, C. Chandler, D. Giddings, R. Bullock y K. Bushby, «Survival in Duchenne muscular dystrophy: improvements in lifeexpectancy since 1967 and the impact of home nocturnal ventilation,» *Neuromuscular Disorders,* 2002.

[56] A. Parker, S. Robb, J. Chambers, A. Davidson, K. Evans, J. O'Down, A. Williams y R. Howard, «, Analysis of an adult Duchenne muscular dystrophy population,» *QJM Journal of Medicine,* 2005.

[57] T. A. Rando, «Non-viral gene therapy for Duchenne muscular dystrophy: Progress and challenges,» *Biochimica et Biophysica,* 2007.

[58] K. R. Wagner, N. Lechtzin y D. P. Judge, «Current treatment of adult Duchenne muscular dystrophy,» *Biochimica et Biophysica,* 2007.

[59] G. Wallace y E. McNally, «Mechanisms of muscle degeneration, regeneration, and repair in the muscular dystrophies,» *Annu Rev Physiol,* 2009.

[60] F. Bieber y E. Hoffman, «Duchenne and Becker muscular dystrophies: genetics, prenatal diagnosis, and future prospects,» *Clin Perinatol,* 1990.

[61] X. Li, Y. Li, L. Zhao1, D. Zhang2, X. Yao2, H. Zhang2, Y.-c. Wang, X.-y. Wang, H. Xia, J. Yan y H. Ying, «Circulating Muscle-specific miRNAs in Duchenne Muscular Dystrophy Patients,» *Molecular Therapy - Nucleic Acids,* 2014.

[62] M. A. Belmonte, J. A. Castellano, J. A. Román y J. C. Rosas, Enfermedades reumáticas, Valencia: SOCIEDAD VALENCIANA DE REUMATOLOGÍA, 2013.

[63] A. Chloe y J. P. Harris, «Rheumatic Fever,» *Pediatric Clinical Advisor (Second Edition),* 2007.

[64] L. R. Sammaritano, «Management of the Patient with Rheumatic Disease During and After Pregnancy,» *Targeted Treatment of the Rheumatic Diseases,* 2010.

[65] Sociedad Española de Reumatologia, «Enfermedades reumaticas: Las preguntas de los pacientes,» YOU & US, S.A. , Madrid , 2011.

[66] P. Gerbino y J. Nielson, «Knee Injuries,» *Clinical Sports Medicine,* 2007.

[67] M. de Sèzea y E. Cugy, «Pathogenesis of idiopathic scoliosis: A review,» *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine,* 2012.

[68] R. Vialle, C. Thévenin-Lemoine y P. Mary, «Neuromuscular scoliosis,» *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research,* 2013.

[69] A. Suken y M. Shah, «Scoliosis,» Nemours, Rockland Road, 2014.

[70] Organizacion mundial de la Salud, «Informe mundial dsobre la discapacidad,» 2011.

[71] World Health Organization, «The global burden of disease,» Geneva, 2008.

[72] ONU, «Convencion sobre los derechos de las personas con discapacidad,» 2006.

[73] GENEVA, «WHO | World Health Survey,» 2004. [En línea]. Available: (http://www.who.int/healthinfo/survey/en/. [Último acceso: 7 Noviembre 12].

[74] Unicef , School of medicine and public health, «Monitoring Child Disability in Developing Countries,» 2008.

[75] Organizacion Mundial de Salud, «Organizacion Mundial de Salud,» Centro de Prensa, Noviembre 2016. [En línea]. Available: http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/es/. [Último acceso: 15 diciembre 2016].

[76] OIT, « “El derecho a Trabajo Decente de las personas con dicapacidades",» OIT, Ginebra, 2007.

[77] J. Somavia, «Datos sobre Discapacidad en el mundo del trabajo,» OIT, Ginebra, 2007.

[78] INEI, «Primera Encuesta NacionalEsecializada sobre Discapacidad,» Lima, 2012.

[79] Ministerio de la Mujer y personas vulnerables , «Ley N°29973 general de la persona con Discapacidad».

[80] F. A. Paz Quiroz, «NORMAS LEGALES,» *El Peruano,* 15 Agosto 2015.

[81] Instituto Nacional de Estadistica e Informatica, «Peru caracteristicas de la poblacion con discapacidad,» Lima, 2015.

[82] S. Maldonado, «Exclusión y discriminación en contra de la población con discapacidad en el mercado laboral peruano: Un análisis de descomposiciones paramétricas y no paramétricas,» 2007.

[83] M. A. Chávez Cardona, F. Rodríguez Spitia y A. Baradica López, «Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación,» *Revista Ingeniería Biomédica,* 2010.

[84] M. Naidu, Stopforth, P. G. Bright y M. S. Davrajh, «A 7 DOF Exoskeleton Arm:Shoulder,Elbow,Wrist and Hand Mechanism for Assistance to Upper Limb Disabled Individuals.,» *IEEE Africon 2011,* 2011.

[85] D. Fekrache y M. Guiatni, «Kinematics and design of a 5 DoF exoskeleton for the rehabilitation of the upper limb,» *Electrical Engineering (ICEE), 2015 4th International Conference on,* 2015.

[86] W.-W. Wang y L.-C. Fu, «Mirror Therapy with an Exoskeleton Upper-Limb Robot Based on IMU Measurement System,» *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2011 IEEE International Workshop on,* 2011.

[87] L. Tung-Wu y C. Chu-Fen, «Biomechanics of human movement and its clinical,» *Kaohsiung Journal of Medical Sciences,* 2012.

[88] D. A. WINTER, BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT, Waterloo, Ontario, Canada: JOHN WILEY & SONS, 2009.

[89] D. M. NOGUERA, Bases de Anatomía Topográfica, 2015.

[90] J. F. Ayala Lozano, «Diseño Mecanico de un exoesqueleto para rehabilitacion de miembro superior,» Instituto politecnico nacional, Mexico, 2012.

[91] M. Latarjet y A. Ruiz Liard, Anatomía Humana 4° Edicion, Buenos Aires: Panamericana, 2011.

[92] A. A. Almagià Flores y P. J. Lizana Arce, PRINCIPIOS DE ANATOMÍA HUMANA APARATO LOCOMOTOR, Descripción Muscular Apendicular-Miembro Superior, Valparaiso, 2012.

[93] R. T. Broome, La relevancia de las articulaciones periféricas en la práctica clínica: una visión general, España: Paidotribo, 2005.

[94] A. I. Kapandji, Fisiologia articular, Panamericana , 2006.

[95] Instituto nacional de salud, «El INS y las acciones contra el dengue,» Lima, 2006.

[96] F. Ricalde, «Mas peruanos con sobrepeso y obesidad cada año,» Lima, 2016.

[97] R. G. Budynas y J. K. Nisbett, Diseño en ingenieria de maquinas, Mexico: MC GRAW HILL, 2008.

[98] J. Chaur Bernal, *Diseño conceptual de productos asistido por ordenador : Un estudio analítico sobre aplicaciones y definición de la estructura básica de un nuevo programa,* Barcelona, 2004.

[99] F. Daerden y D. Lefeber, «Pneumatic Artificial Muscles: actuators for robotics and automation,» *European journal of mechanical and environmental engineering,* 2002.

[100] T. Hironari, «Flexible Artificial Muscle Actuator Using Coiled Shape Memory Alloy Wires,» *Procedia APCBEE,* 2013.

[101] FESTO, «AIRCUDA,» Germany, 2008.

[102] FESTO, «Airic's arm,» 2008.

[103] X. Alvarez Brotons, «Control predictivo de canales de riego utilizando modelos de predicción de tipo Muskingum (primer orden) y de tipo Hayami (segundo orden),» Catalunya, 2004.

[104] B. C. Kuo, Sistemas de control automatico 7ma edicion, Mexico: Prentice Hall Hispanoamericana, 1996.

[105] K. Ogata, Ingenieria de control Moderna 5° edicion, Madrid: Prentice Hall, 2010.

[106] V. Mazzone, «Controladores PID,» Universidad Nacional de Quilmes, Buenos Aires, Argentina, 2002.

[107] A. J. Carrillo Paz, Sistemas Automaticos de control, Fundamentos basicos de analisis y modelado, Santa Rita, Venezuela: UNERMB, 2011.

[108] J. Arantegui, «Control de Procesos,» 2011.

[109] K. Rao, «Modeling, Simulation and Control of Semi Active Suspension System for Automobiles under MATLAB Simulink using PID Controller,» de *Third International Conference on Advances in Control and Optimization of Dynamical Systems*, Kanpur, India, 2014.

Anexo A

Grafica utilizada para determinar el factor por concentración de esfuerzos

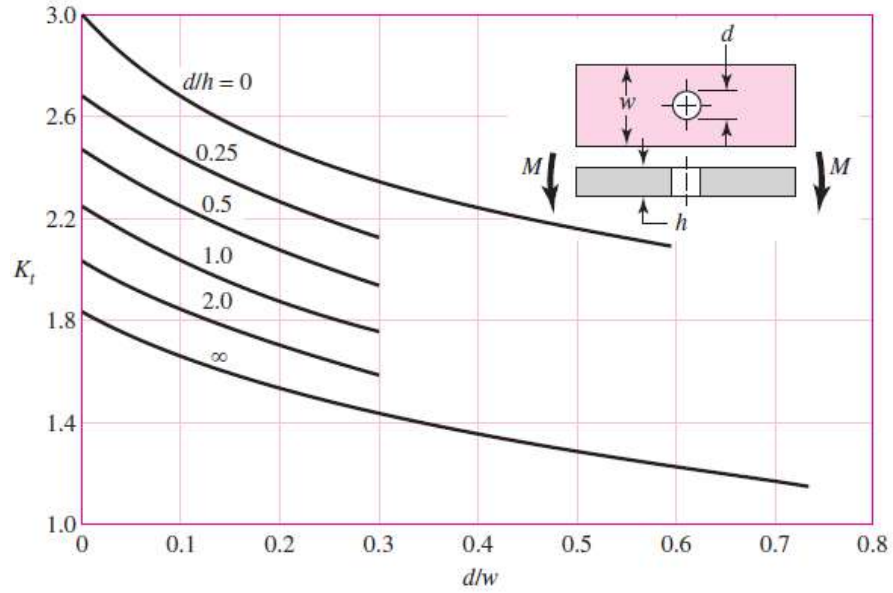
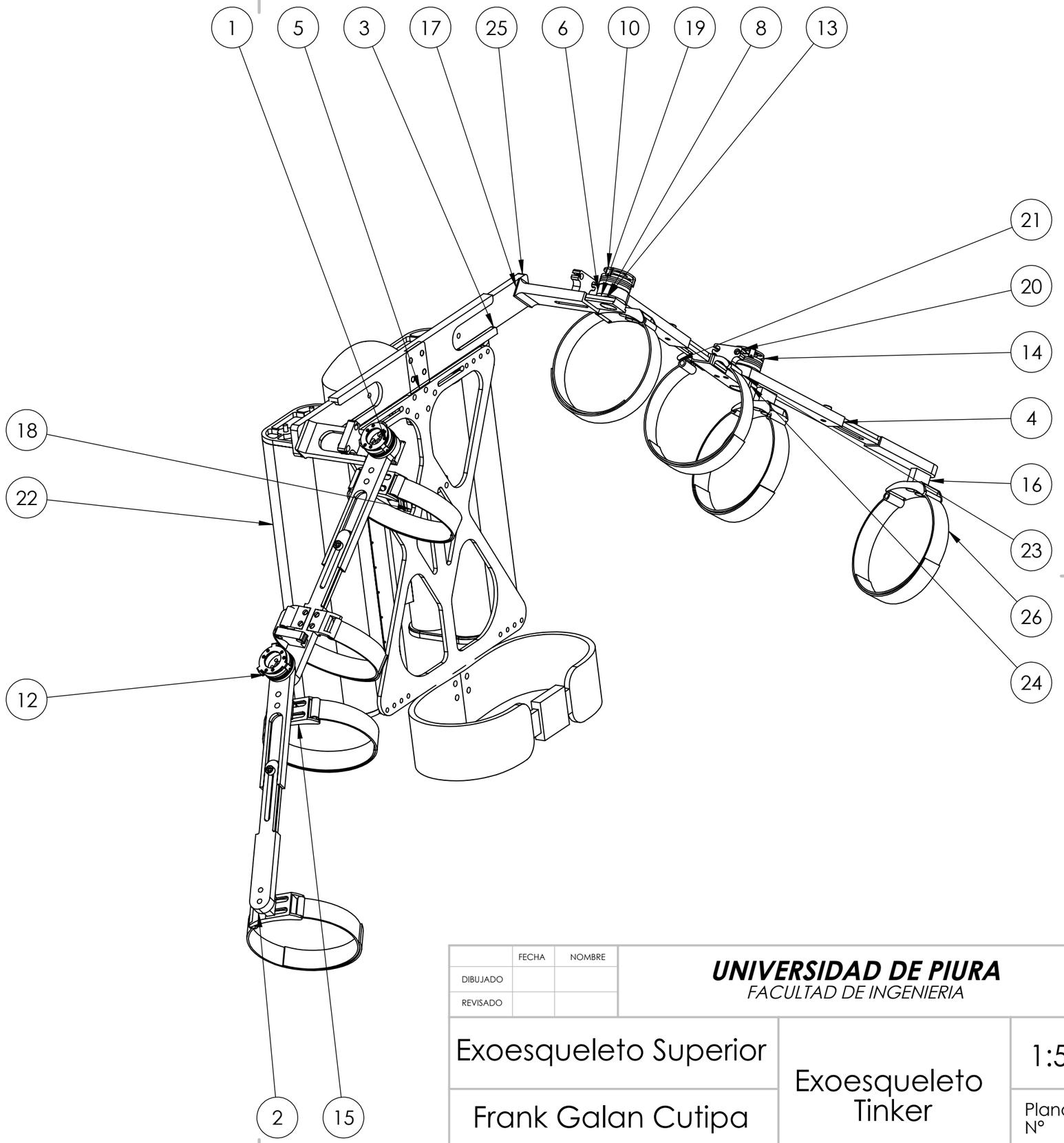


Figura A.1 Grafica de concentración de esfuerzos en placa rectangular con agujero transversal. Fuente: [97]

Anexo B

PLANOS DE MONTAJE DEL EXOESQUELETO

N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	Hombros para analisis/CANTIDAD
1	Polea de hombros	2
2	Antebrazo_2	2
3	soporte en la espalda	1
4	Antebrazo_1	2
5	Conector_espalda	1
6	Brazo_1	2
7	model male	1
8	Union_hombro	2
9	encoder	4
10	union- encoder,Polea hombro	2
11	radial ball bearing_68_am	2
12	Polea del codo	2
13	separacion exremidades	4
14	union- encoder,Polea codo	2
15	Soportepara cinturon	6
16	Extension sujetador	4
17	Hombro 1	2
18	Pieza1^Tinker-Brazos	1
19	Hombro 2	2
20	Sujetador de alambres	4
21	Abrazadera del brazo	4
22	Musculos artificiales pack	1
23	Union_codo	2
24	Brazo 2	2
25	Espalda 2	2
26	Belcro	8



	FECHA	NOMBRE
DIBUJADO		
REVISADO		

UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERIA

Exoesqueleto Superior	Exoesqueleto Tinker	1:5
Frank Galan Cutipa		Plano N°