

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



PONTIFICIA  
**UNIVERSIDAD**  
**CATÓLICA**  
DEL PERÚ

**DISEÑO DE UN EXOSQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE  
MIEMBRO SUPERIOR ACCIONADO POR UNA INTERFAZ  
CEREBRO-MÁQUINA**

Tesis para optar el Título de **Ingeniero Mecatrónico**, que presenta el bachiller:

**Renato Alonso Mio Zaldívar**

**ASESOR: Roberto Sumiyoshi Furukawa Fukuda**

Lima, diciembre de 2014

# Resumen

Uno de los temas de creciente preocupación en la actualidad es el envejecimiento de la población mundial. Solo para el 2020, 13 países podrán ser considerados “super-envejecidos” (aquellos con 20% o más de habitantes de edades mayores a 65 años), mientras que para el 2030 se sumarán otros 21 a la lista [1]. El Perú no está excluido de este fenómeno demográfico, ya que según estadísticas se estima que entre el 2015 y el 2050 el porcentaje de la población mayor de 65 años se incrementará de 6.38% a 15.69% [2]. Uno de los sectores donde el impacto será más notorio es la medicina, ya que diversas dolencias son más frecuentes en la tercera edad. Esta disciplina deberá adecuarse y buscar métodos más eficientes de atención para dar abasto a la creciente demanda.

Ante esta problemática, los países más avanzados en el campo de la tecnología están empezando a dar soluciones eficientes a los problemas médicos desde el campo de la robótica y la biomecatrónica. En este ámbito, prótesis robóticas, exoesqueletos de asistencia y rehabilitación, y equipos robotizados para cirugía son algunos de los avances en el campo que prometen alcanzar óptimos resultados. En particular, los exoesqueletos suelen ser usados en la rehabilitación de pacientes con trastornos neuromusculares, como quienes han sufrido de accidente cerebrovascular o lesión de la médula espinal.

Este trabajo tiene como objetivo presentar el diseño de un exoesqueleto para brazo con tres grados de libertad, tal que el usuario realice dos tipos de movimientos del hombro (flexión-extensión y abducción-aducción) y la flexión del brazo por la rotación de la articulación del codo. El exoesqueleto estará orientado a la rehabilitación de miembro superior en quienes han sufrido accidente cerebrovascular.

El accionamiento del mecanismo será por señales cerebrales obtenidas por una interfaz cerebro-computadora no invasiva. De este modo, cuando el usuario piense en realizar un movimiento con el brazo (asociado a una actividad de la vida diaria), accionará los actuadores y se ejecutará un movimiento predeterminado dentro de un volumen de trabajo seguro. El movimiento contribuirá a la rehabilitación de la misma manera en que se hace con asistencia humana, pero agregando el que el paciente siempre participe activamente, lo cual es un factor motivante que puede estimular a que el paciente concientice el movimiento y estimule la plasticidad del cerebro para la recuperación de su discapacidad.

En el capítulo 1 se presenta la problemática asociada con quienes han sufrido de accidente cerebrovascular y requieren de un tratamiento de rehabilitación. En el capítulo 2 se presentan un estudio del estado del arte en exoesqueletos e interfaces cerebro-computadora. En el capítulo 3 se presentan los requerimientos con los que debe cumplir y algunas características deseables para el exoesqueleto, seguidas del concepto óptimo que daría solución a la problemática. En el capítulo 4 se presentan los componentes y planos del diseño mecánico y electrónico, y los diagramas de flujo correspondientes al sistema de control. En el capítulo 5 se presentan los costos de cada componente mecánico y electrónico, así como el precio total de un prototipo del diseño presentado. En el capítulo 6 se presentan las conclusiones con respecto a este trabajo.

# Índice de contenido

1. Presentación de la problemática	5
2. Estado del arte	6
2.1 WREX: Wilmington Robotic Exoskeleton Arm	6
2.2 Titan arm	7
2.3 Armeo Power	7
2.4 MyoPro	8
2.5 Clasificación de movimientos de miembros superiores basada en electroencefalograma para rehabilitación	9
2.6 Exoesqueleto controlado por interfaz cerebro-computadora para rehabilitación de miembro superior	10
2.7 Upper arm wearable cable-driven exoskeleton	10
2.8 Comparación de interfaces cerebro-máquina comerciales	11
3. Requerimientos del sistema mecatrónico y presentación del concepto	12
3.1 Requerimientos del sistema mecatrónico	12
3.1.1 Objetivos	12
3.1.2 Requerimientos mecánicos	12
3.1.3 Requerimientos eléctrico-electrónicos	12
3.1.4 Requerimientos del sistema de control	13
3.1.5 Requerimientos de seguridad	13
3.2 Concepto de solución	14
4. Sistema mecatrónico	17
4.1 Diagramas de funcionamiento del sistema mecatrónico	17
4.2 Sensores y actuadores	19
4.3 Planos del sistema mecatrónico	26
4.3.1 Ensamble general	26
4.3.2 Junta	27
4.3.3 Poleas	29
4.3.4 Parte móvil	34
4.3.5 Contenedor	39
4.4 Diagramas esquemáticos de los circuitos del sistema mecatrónico	42
4.5 Diagramas de flujo del programa de control	50
4.6 Funcionamiento cinemático	54
5. Presupuesto	57
6. Conclusiones	59
Bibliografía	60

# Índice de figuras

Figura 2.1: Exoesqueleto de asistencia para niños WREX	6
Figura 2.2: Exoesqueleto para aumentación de miembro superior Titan Arm	7
Figura 2.3: Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior Armeo Power	7
Figura 2.4: Exoesqueleto de asistencia MyoPro siendo usado en actividades de la vida diaria	8
Figura 2.5: Posiciones que son reconocidas y clasificadas por el Emotiv	9
Figura 2.6: Diseño e implementación de un exoesqueleto controlado por interfaz cerebro-computadora	10
Figura 2.7: Exoesqueleto para brazo actuado con cables y motores eléctricos	11
Figura 3.1: Concepto de solución óptimo	14
Figura 3.2: Vista lateral del sistema mecatrónico	15
Figura 3.3: Vista superior del sistema mecatrónico	15
Figura 3.4: Vista frontal del sistema mecatrónico	15
Figura 4.1: Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico	17
Figura 4.2: Encoder absoluto de una vuelta	19
Figura 4.3: Ubicación del encoder del codo	20
Figura 4.4: Ubicación del encoder para la flexión del hombro	20
Figura 4.5: Ubicación del encoder para la abducción-aducción del hombro	20
Figura 4.6: Interfaz cerebro-computadora Emotiv EPOC	21
Figura 4.7: Panel del Cognitiv Suite	22
Figura 4.8: Ejemplo de modelo gaussiano de intensidad del pensamiento del usuario	22
Figura 4.9: Actuador lineal LINAK LA14	23
Figura 4.10: Ubicación de los actuadores lineales (vista isométrica)	24
Figura 4.11: Ubicación de los actuadores lineales en el contenedor (vista trasera)	25
Figura 4.12: Plano de ensamble general	26
Figura 4.13: Plano de ensamble de la junta	27

Figura 4.14: Plano de despiece del eje de junta	28
Figura 4.15: Dimensiones del rodamiento de las juntas	28
Figura 4.16: Dimensiones de los rodamientos para las poleas	29
Figura 4.17: Medidas de la polea lisa	29
Figura 4.18: Plano de ensamble de la polea lateral	30
Figura 4.19: Plano de despiece del soporte de polea simple	31
Figura 4.20: Plano de ensamble de la polea vertical	32
Figura 4.21: Ubicaciones de las distintas poleas	33
Figura 4.22: Vistas del plano de ensamble de la parte móvil (primera parte)	34
Figura 4.23: Vistas del plano de ensamble de la parte móvil (segunda parte)	35
Figura 4.24: Plano de ensamble del brazo	37
Figura 4.25: Ángulo de carga del codo en el exoesqueleto y en el cuerpo humano	37
Figura 4.26: Plano de ensamble del hombro	38
Figura 4.27: Plano de ensamble del contenedor	40
Figura 4.28: Plano de despiece de la tapa frontal	41
Figura 4.29: Arduino Mega 2560	42
Figura 4.30: Distribución de pines del Arduino Mega 2560	43
Figura 4.31: Arduino Nano 3.0	44
Figura 4.32: Optoacoplador 4N25	45
Figura 4.33: Disparador Schmitt	45
Figura 4.34: Diagrama que explica el funcionamiento del Schmitt trigger	45
Figura 4.35: Plano esquemático del circuito controlador de los motores de los actuadores	46
Figura 4.36: Circuito de comunicación serial con encoder	47
Figura 4.37: Plano esquemático del circuito de feedback de los actuadores lineales	48
Figura 4.38: Plano esquemático del circuito de entradas y salidas digitales	49
Figura 4.39: Plano esquemático de conexiones del Xbee S1	49
Figura 4.40: Diagrama de flujo del programa principal	51

Figura 4.41: Diagrama de flujo del subprograma para mover a una determinada posición	52
Figura 4.42: Diagrama de flujo del subprograma de generación de trayectoria	53
Figura 4.43: Movimiento del cable para la flexión del codo (vista de perfil)	54
Figura 4.44: Movimiento del cable para la flexión del codo (vista frontal)	54
Figura 4.45: Movimiento del cable para la flexión del codo (vista trasera)	54
Figura 4.46: Movimiento del cable para la flexión del hombro (vista de perfil)	55
Figura 4.47: Movimiento del cable para la flexión del hombro (vista trasera)	55
Figura 4.48: Movimiento del cable para la abducción del hombro (vista isométrica-derecha)	55
Figura 4.49: Movimiento del cable para la abducción del hombro (vista isométrica-superior)	56
Figura 4.50: Movimiento del cable para la abducción del hombro (vista trasera)	56

## Índice de tablas

Tabla 2.1: Comparación de exoesqueletos comerciales para miembro superior	8
Tabla 2.2: Comparación de las características de interfaces cerebro-computadora comerciales	11
Tabla 3.1: Especificaciones alcanzadas por el exoesqueleto	16
Tabla 4.1: Especificaciones del encoder A37	19
Tabla 4.2: Especificaciones de la interfaz cerebro-computadora Emotiv EPOC	21
Tabla 4.3: Requerimientos mecánicos de los actuadores lineales	23
Tabla 4.4: Especificaciones de los actuadores lineales	24
Tabla 4.5: Lista de componentes de la parte móvil del exoesqueleto	36
Tabla 4.6: Lista de componentes del contenedor	39
Tabla 4.7: Especificaciones del controlador principal Arduino Mega 2560	42
Tabla 4.8: Especificaciones del Arduino Nano 3.0	44
Tabla 5.1: Presupuesto de los componentes mecánicos	57
Tabla 5.2: Presupuesto de los componentes electrónicos importados	58
Tabla 5.3: Presupuesto de los componentes electrónicos en soles	58

# Índice de anexos

Anexo A Datos obtenidos de la visita a un hospital local

Anexo B Grados de libertad requeridos y sus limitaciones

Anexo C Evaluación técnico-económica

Anexo D Criterios de selección de componentes electrónicos

Anexo E Medidas del cuerpo

Anexo F Cálculo de ejes y espesores

Anexo G Cálculos geométricos y requerimientos de carrera del actuador lineal

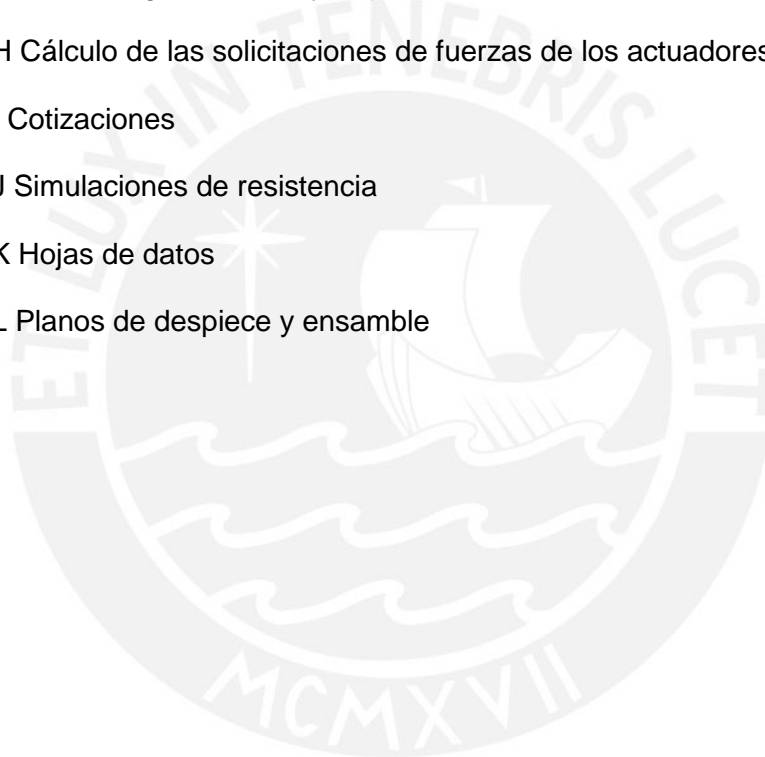
Anexo H Cálculo de las solicitaciones de fuerzas de los actuadores

Anexo I Cotizaciones

Anexo J Simulaciones de resistencia

Anexo K Hojas de datos

Anexo L Planos de despiece y ensamble



# Capítulo 1

## Presentación de la problemática

Un creciente número de personas sufre de discapacidades o limitaciones en el movimiento de los miembros superiores. Por ejemplo, el accidente cerebrovascular (denominado por sus siglas ACV), por el cual los afectados sufren problemas de movilidad o la muerte inclusive, afecta anualmente a 15 millones de personas y solo en países de ingresos medios y bajos se encuentran dos terceras partes del total de los casos [3]. Además, quienes sufren de lesión de médula espinal en la vértebra C4 también resultan afectados en la movilidad del brazo, mas no en la muñeca y mano. También, existe una gran variedad de lesiones deportivas que producen impedimentos motrices. En consecuencia, un tratamiento de rehabilitación es a menudo necesario e implica que un fisioterapeuta le realice movimientos repetitivos al paciente mientras este permanece pasivo. Esto puede representar una tarea tediosa, pero necesaria.

Por este motivo, existe un gran número de equipos en el mercado para ayudar a la laboriosa tarea de los médicos y terapeutas. En particular, para el caso de pacientes que han sufrido de ACV, existen diferentes equipos del tipo exoesqueleto que proponen una manera novedosa de tratar a los pacientes y buscar su recuperación de manera más eficiente (un estudio de los exoesqueletos comerciales se encuentra en el capítulo 2 “Estado del arte”). Sin embargo, el uso de estos está más generalizado en países donde el desarrollo tecnológico es más avanzado. En el Perú, el ACV es una enfermedad desatendida, ya que a pesar de que sea la segunda causa de muerte y la tercera de discapacidad en el mundo con 15 millones de casos anuales, no tiene una adecuada atención ni un servicio de recuperación y terapia especializado [4]. Más aún, el Ministerio de Salud reveló que la mortalidad debido al ACV había aumentado entre el año 2000 y 2006, mientras que un estudio de 10 años realizado en el Hospital Nacional Cayetano Heredia informó sobre el discreto aumento de casos de dicha enfermedad de un total de 2225 estudiados, en los cuales la tasa de mortalidad hospitalaria fue de 19.6% [3].

En el caso nacional, específicamente en Lima, los tratamientos se realizan siempre de forma manual por un fisioterapeuta en un centro de rehabilitación al cual el paciente es trasladado poco después de estabilizarse (estado aún agudo o sub-agudo) luego del evento sufrido. Estas terapias suelen estar orientadas a actividades de la vida diaria (empujar una puerta, coger un vaso, levantar objetos) las cuales son las más recomendadas en la actualidad, ya que son las más motivantes para el paciente. En el anexo A “Datos obtenidos de la visita a un hospital local” se encuentra un estudio más detallado de las terapias de este tipo, sus métodos y resultados.

Este trabajo se enfoca en el diseño de un exoesqueleto para miembro superior que pueda ayudar a los pacientes a recuperarse luego del evento del ACV en el aspecto neurológico, por medio de la concientización del pensamiento motriz y a mantener la movilidad de las articulaciones por medio de ejercicios en los que el paciente participa pasivamente.

Aunque el paciente permanezca inactivo físicamente, es importante que participe a nivel mental, ya que uno de los principales motivos por los que las tecnologías robóticas de rehabilitación no son adoptadas es porque relegan al usuario a un rol pasivo [5]; muy por el contrario, el equipo no debe sustituir el esfuerzo del paciente.



## Capítulo 2

### Estado del arte

En el campo de la robótica para el servicio y asistencia humana, existen numerosos productos del tipo exoesqueleto, tanto para rehabilitación como para incrementar la fuerza del usuario (“human augmentation” o “human enhancement”). De estos equipos, el uso de la mayoría se encuentra limitado al campo de la investigación, mientras que un pequeño subconjunto del total se encuentra disponible como producto comercial. A pesar de esto, los expertos afirman que el uso de la robótica en rehabilitación se incrementará en los próximos años como consecuencia del envejecimiento de la población mundial. Asimismo, existen métodos de adquisición para las señales que los gobiernan, las cuales suelen ser mioeléctricas (provenientes del electromiograma o EMG) o cerebrales (provenientes del electroencefalograma o EEG). Otros dispositivos son controlados de manera manual con un controlador físico tipo palanca de mando o *joystick*.

A continuación se presentan modelos sobresalientes tanto en el campo de los “wearable robots” como en el del control por ondas cerebrales. De las secciones 2.1 al 2.4 se presentan exoesqueletos comerciales, mientras que de la 2.5 a la 2.7 se presentan los modelos usados en proyectos de investigación específicos. En la sección 2.8 se presentan las interfaces cerebro-computadora comerciales.

#### 2.1 WREX: Wilmington Robotic Exoskeleton Arm [6]

Este dispositivo fue desarrollado para ayudar a personas (niños) con debilidad para moverse como aquellas que sufren de enfermedades neuromusculares, parálisis cerebral, lesión de médula espinal, esclerosis, etc. Asiste en actividades de la vida diaria por medio de sus 4 grados de libertad y bandas elásticas que elevan el hombro y codo y así eliminan los efectos de la gravedad. También puede servir como terapia para personas recuperándose de accidente cerebrovascular. Gracias a que se fabrica con piezas metálicas y material impreso 3D, pueden fabricarse varios modelos con facilidad al ajuste del menor mientras crece. Tiene la opción de acoplarse a una silla de ruedas o usarse como soporte portátil.

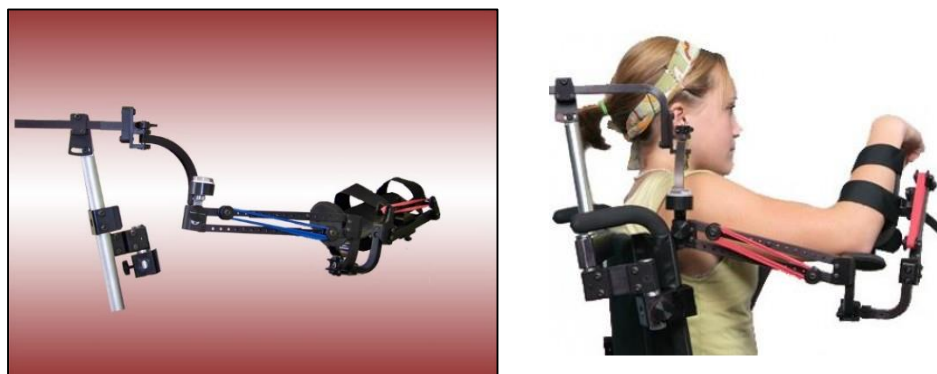


Figura 2.1 – Exoesqueleto de asistencia para niños WREX.

## 2.2 Titan arm [7]

Este exoesqueleto es compacto y ligero (pesa 8 kg). Está equipado con una batería de litio-polímero, la cual dura dos horas y se carga durante 40 minutos. Además de proveer soporte durante ejercicios terapéuticos, permite al usuario levantar un peso de 40 libras con poco esfuerzo. Funciona a base de un motor eléctrico equipado en la espalda y un sistema de cables de metal que inducen movimiento a los brazos por poleas. Cuenta con sensores magnéticos para leer la posición de las juntas metálicas para así calcular los movimientos, que se gobiernan desde un joystick.

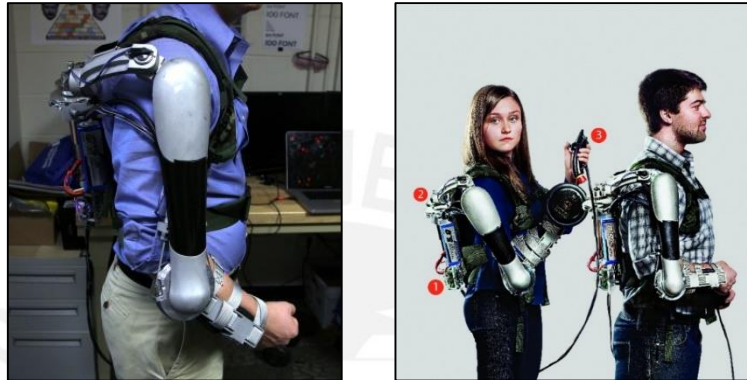


Figura 2.2 - Exoesqueleto para aumentación de miembro superior Titan Arm

## 2.3. Armeo Power [8]

Este producto es un exoesqueleto para rehabilitación de las habilidades motoras de miembros superiores con un amplio volumen de trabajo. Es el producto comercial asociado a la tecnología del conocido ARMin [9]. Está orientado a individuos que han sufrido accidentes cerebrovasculares, traumatismos cerebrales u otros desórdenes neurológicos que ocasionan la discapacidad del brazo. Tiene 6 grados de libertad y los motores ofrecen la fuerza que el paciente necesita según su capacidad. Puede usarse para simular actividades de la vida diaria y cuenta con herramientas para documentar el progreso del paciente y así ofrecer un servicio de terapia superior.



Figura 2.3 - Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior Armeo Power

## 2.4. MyoPro [10]

Es una órtesis ligera, portable, a la medida del usuario y funcional que asiste al movimiento de brazos debilitados como producto de algún daño neuromuscular. Cuenta con sensores mioeléctricos no-invasivos que permiten a la persona iniciar el movimiento de su brazo y controlarlo. La señal de los sensores produce el accionamiento del motor en el codo y el control del mismo para que el usuario realice actividades de la vida diaria tales como estirarse para alcanzar o levantar un objeto o comer. Conforme la persona recupere movilidad en el brazo o tenga distintas necesidades, el funcionamiento del aparato puede modificarse por software.



Figura 2.4 - Exoesqueleto de asistencia MyoPro siendo usado en actividades de la vida diaria

El siguiente cuadro compara algunas de las características de los principales productos comerciales en cuanto a exoesqueletos de asistencia y rehabilitación para miembros superiores.

Tabla 2.1. – Comparación de exoesqueletos comerciales para miembro superior

	WREX [6]	Titan Arm [7]	ArmeoPower [8]	MyoPro [9]
<b>Grados de libertad</b>	4	4 (1 activo, 3 pasivos)	6 (todos activos)	1 (activo)
<b>Peso</b>	Variable	8kg (18 lb)	205 kg	1.25 kg (2.75 lb)
<b>Carga admisible</b>	-	18 kg(40 lb)		7 Nm en la juntura
<b>Material principal</b>	Metal, plástico (impreso 3D)	Aluminio	Varios	
<b>Tipo de control</b>	-	Joystick	Joystick	Por la intención de movimiento del usuario
<b>Actuadores</b>	Motor con bandas elásticas (similar a fajas)	Motor eléctrico con cables de metal	Motores eléctricos	Motor DC
<b>Sensores</b>	-	Sensores magnéticos de posición	Sensores angulares (2 por motor) y de fuerza (en la agarradera de mano)	Sensores mioeléctricos (sensibilidad de 3 $\mu$ V)
<b>Alimentación</b>	-	Batería de polímero de litio (Li-Pol) de 2 horas de duración	Conectado a la red (100-240 V~ / 50/60 Hz)	Batería de 12 V 800mAh de NiMH
<b>Precio</b>	\$2125	\$2000 (£1217)	\$323004 (250k€)	\$28000

De los productos comerciales anteriormente mencionados se puede deducir que los tipos de actuadores usados principalmente son los motores eléctricos de corriente continua acoplados directamente a las juntas o los que accionan un mecanismo compuesto por fajas o bandas elásticas. Sin embargo, a medida que los exoesqueletos son más complejos debido a los grados de libertad activos que poseen, su precio también se eleva rápidamente.

El caso particular del Titan Arm demuestra que es posible tener un equipo portátil relativamente económico, pero con la desventaja de tener solo un grado de libertad para el codo. Además, el que sea controlado por joystick implica se debe tener un control total sobre la mano del usuario. Esto puede implicar una seria desventaja para personas con lesión de médula espinal al nivel de la vértebra C5, quienes pueden controlar hombros y bíceps pero no las manos.

En el otro extremo estaría el ArmeoPower, el cual no es portátil y está, por lo tanto, solo orientado a rehabilitación (no a asistencia). Sus seis grados de libertad activos y la gran variedad de entrenamientos que puede realizar en sus modos de operación lo convierten en una de las máquinas más beneficiosas para la terapia de la mayoría de sus usuarios. Sin embargo, por su elevado precio solo las instituciones con los fondos necesarios podrían acceder a esta tecnología.

A partir de los productos presentados es posible inferir que un producto apropiado para rehabilitación debe contar con más grados de libertad que solo la rotación del codo, debe ser compacto y ligero en la parte del dispositivo que se coloca sobre el brazo del paciente y debe tener solo las funcionalidades necesarias para una recuperación satisfactoria, tal que su precio no ascienda a cantidades que la mayoría de instituciones no puedan costear.

## 2.5 Clasificación de movimientos de los miembros superiores basada en electroencefalograma para rehabilitación [11]

Este estudio presenta una clasificación para tres movimientos típicos de actividades de la vida diaria por medio de ondas cerebrales adquiridas por técnicas no invasivas. Por medio del equipo no profesional *Emotiv*, se adquieren señales eléctricas del cerebro (14 canales de adquisición) y por medio de un algoritmo se diferencia entre tres posiciones: inactiva, comiendo y subiendo pantalones, las cuales se aprecian en la figura 2.5. Un aparato con este método de adquisición de datos puede ser de gran utilidad en pacientes que han perdido casi completamente la locomoción de miembros superiores en los que las señales mioeléctricas difícilmente pueden ser detectadas, como aquellos que sufren de lesión de la médula espinal completa.



Figura 2.5 - Posiciones que son reconocidas y clasificadas por el Emotiv

## 2.6 Exoesqueleto controlado por interfaz cerebro-computadora para rehabilitación de miembro superior [12]

En este trabajo de investigación se diseñó un exoesqueleto para rehabilitación con cuatro grados de libertad que permite los movimientos de extensión-flexión del codo, pronación-supinación del antebrazo, flexión-extensión y desviación ulnar-radial de la muñeca. El movimiento de cada grado de libertad era accionado por el usuario haciendo uso del equipo Emotiv, de modo que con un pensamiento con el que el usuario había entrenado el equipo mantenido por un tiempo determinado iniciaba el movimiento. Los movimientos que podía activar el usuario estaban permitidos en secuencia (uno a la vez).

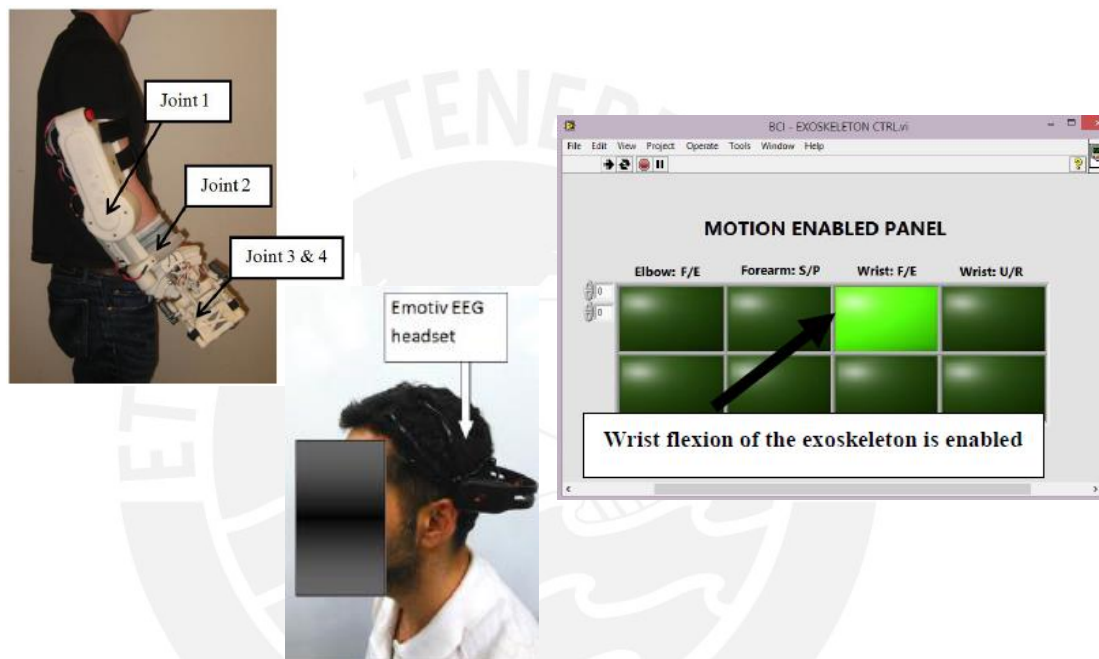


Figura 2.6 – Diseño e implementación de un exoesqueleto controlado por interfaz cerebro-computadora

## 2.7 Upper arm wearable cable-driven exoskeleton [13]

Esta patente consiste en un exoesqueleto para miembro superior actuado por medio de seis cables con cuatro grados de libertad. El control de este dispositivo se complica debido a que los cables solo transmiten fuerzas en tensión. La ventaja del modelo es que los actuadores pueden ser montados en el torso del usuario y gracias a esto el único peso adicionado al brazo sería el de los soportes y cables.



## Capítulo 3

### Requerimientos del sistema mecatrónico y presentación del concepto

#### 3.1 Requerimientos del sistema mecatrónico

##### 3.1.1 Objetivos

El exoesqueleto para miembro superior tiene como principales objetivos los siguientes:

- Diseño de un exoesqueleto para brazo del menor costo posible que permita al usuario 3 grados de libertad correspondientes a los movimientos de flexión-extensión del codo, abducción-aducción y flexión-extensión del hombro.
- Accionamiento del exoesqueleto por medio de las ondas cerebrales del usuario utilizando una interfaz cerebro-computadora.

##### 3.1.2 Requerimientos mecánicos

Los requerimientos mecánicos que debe cumplir el exoesqueleto son los siguientes:

- 1) Facilidad de adaptación para un rango (percentiles) considerable de tamaños de brazos.
- 2) El sistema debe tener tres grados de libertad para lograr los movimientos de flexión-extensión del codo, abducción-aducción y flexión-extensión del hombro.
- 3) El sistema no debe ser ajustable rígidamente al punto de que restrinja el movimiento de la escápula (deseable).
- 4) Ser ligero y acorde con las medidas antropométricas del hombre peruano para mayor comodidad del usuario.
- 5) El movimiento del exoesqueleto debe estar limitado al rango normal de movimiento del brazo humano o a un subconjunto de este para no causar daños al usuario.
- 6) El exoesqueleto debe permitir la adaptación al ángulo de carga del codo del usuario.

##### 3.1.3 Requerimientos eléctrico-electrónicos

Los requerimientos eléctrico-electrónicos que debe cumplir son los siguientes:

- 1) La alimentación del sistema debe asegurar que este pueda usarse de manera continua por periodos prolongados.
- 2) Los actuadores deben asegurar el movimiento de los grados de libertad activos en el rango necesario para la rehabilitación del miembro.
- 3) Los actuadores deben tener la fuerza necesaria para realizar los movimientos considerando el peso que pueda llegar a tener el brazo del usuario.
- 4) El movimiento debe iniciarse con el mínimo pico de corriente.
- 5) El exoesqueleto debe ser accionado por ondas cerebrales, pre-procesadas con algún software propio de la interfaz cerebro-computadora de adquisición de datos o procesada por medio del sistema de control.

### 3.1.4 Requerimientos del sistema de control

Los requerimientos que debe cumplir el sistema de control son los siguientes:

- 1) Debe ser capaz de activar todos los actuadores que se requieran (número de salidas necesarias).
- 2) Debe poder procesar las señales cerebrales obtenidas directamente (“raw data”) o las pre-procesadas por el hardware de adquisición (número de entradas necesarias).
- 3) Debe tener un tiempo de respuesta mínimo para asegurar que el usuario pueda utilizar el equipo satisfactoriamente.

### 3.1.5 Requerimientos de seguridad

Los requerimientos que debe cumplir el sistema en términos de seguridad son los siguientes:

- 1) El sistema de control debe conocer en todo momento las posiciones angulares de los acoplamientos tal que no se excedan de los rangos de movimiento humano. Además, debe usarse sensores redundantes (al menos dos por junta) para asegurar una correcta lectura de las posiciones.
- 2) Se deben colocar botones de apagado de emergencia que estén tanto al alcance del usuario como del fisioterapeuta o médico encargado.
- 3) El aparato debe poder retirarse del usuario con facilidad, para lo cual no debe estar sujeto rígidamente sino con correas u otro elemento con cierta elasticidad.
- 4) Debe ser capaz de fijar una posición para que el usuario se coloque y retire el exoesqueleto.

En el anexo B “Grados de libertad requeridos y sus limitaciones” se presenta una explicación de la selección de grados de libertad junto con los rangos de movimiento de cada uno.



### 3.2 Concepto de la solución

El sistema presentado consiste en un exoesqueleto para miembro superior con acoplamiento de aluminio que se ajustan por medio de correas al brazo del paciente. El sistema propuesto está orientado a la rehabilitación de miembro superior en personas que han sufrido ACV y se encuentran aún en la etapa de flacidez del músculo, en la cual no pueden realizar movimientos por su cuenta. Cuenta con tres grados de libertad de tipo rotacional, correspondientes a los movimientos del hombro de abducción-aducción y flexión-extensión, y a la flexión-extensión del codo. Esto se logra por medio de un sistema de poleas y cables, los cuales al moverse por medio de actuadores lineales eléctricos son capaces de realizar los movimientos antes mencionados. El accionamiento de un determinado movimiento, el cual emula una actividad de la vida diaria, será realizado por medio del pensamiento del paciente. Es decir, cuando este piense en mover el brazo, el sistema recibirá la orden de ejecutar el movimiento. Esto refuerza la concientización del movimiento en el paciente y estimula la plasticidad cerebral para acelerar la recuperación neuromuscular a la vez que se mantiene la movilidad articular con ejercicios pasivos [15]. Esto es posible ya que los estudios demuestran que los pacientes conservan su habilidad de realizar imágenes motrices mentales (el término *motor imagery* se refiere al ensayo mental de algún movimiento físico, o sea imaginar un movimiento) aún en la etapa aguda del ACV [16] [17].

El accionamiento por el pensamiento se logra gracias a una interfaz cerebro-máquina, la cual lee las ondas cerebrales del paciente y las envía por bluetooth a una computadora, la cual por medio de un software las procesa y determina si este pensó en mover el brazo, con lo cual accionaría el mecanismo que le permite ejecutar un movimiento predeterminado que emule una actividad de la vida diaria como, por ejemplo, el movimiento de levantar un vaso.

El paciente participa pasivamente en los ejercicios en el aspecto físico, ya que el mecanismo realiza todo el movimiento. Por otra parte, sí hay una participación activa en el aspecto mental, ya que el que el paciente piense en un movimiento que luego será realizado estimula la plasticidad del cerebro y permite una recuperación neurológica más rápida [15].

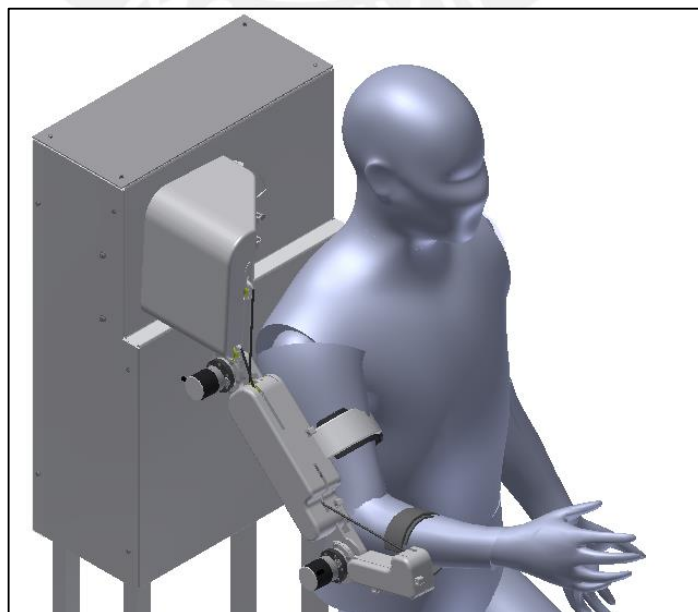
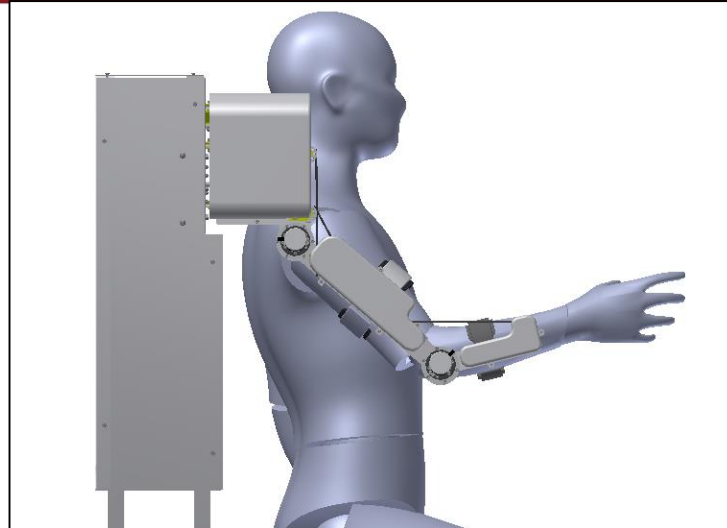
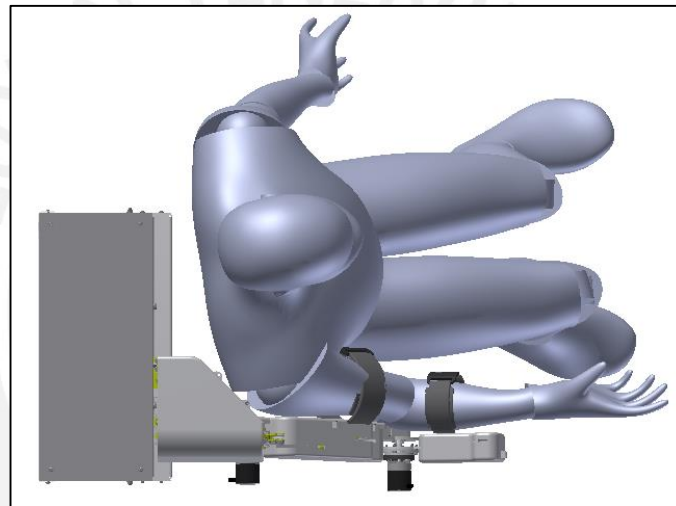


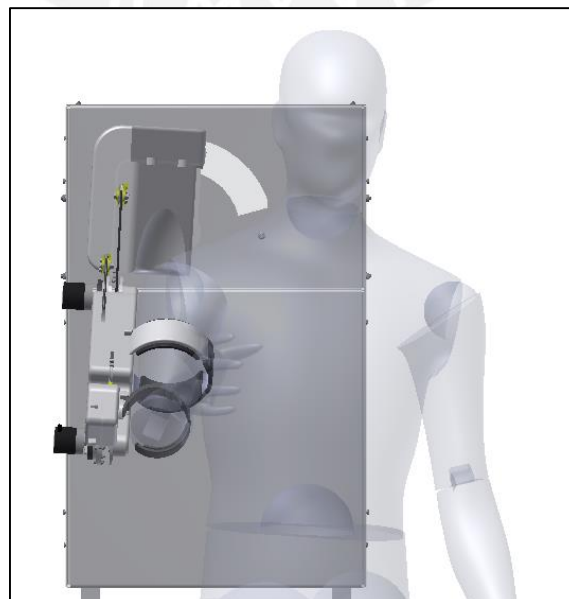
Figura 3.1 - Concepto de solución óptimo



*Figura 3.2 – Vista lateral del sistema mecatrónico*



*Figura 3.3 – Vista superior del sistema mecatrónico*



*Figura 3.4 – Vista frontal del sistema mecatrónico*

El concepto óptimo se halló a partir de la información presentada en el capítulo 2 “Estado del arte” y del análisis presentado en el anexo C “Análisis técnico económico”.

Las especificaciones alcanzadas por el diseño se muestran en la siguiente tabla:

*Tabla 3.1 - Especificaciones alcanzadas por el exoesqueleto*

Peso	
<b>Peso de la parte móvil</b>	1.845 kg
<b>Peso del contenedor</b>	28.317 kg
<b>Peso total</b>	30.162 kg
Rangos de movimiento	
<b>Abducción-aducción del hombro</b>	60°
<b>Flexión-extensión del hombro</b>	90°
<b>Flexión del codo</b>	120°



# Capítulo 4

## Sistema mecatrónico

### 4.1 Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico

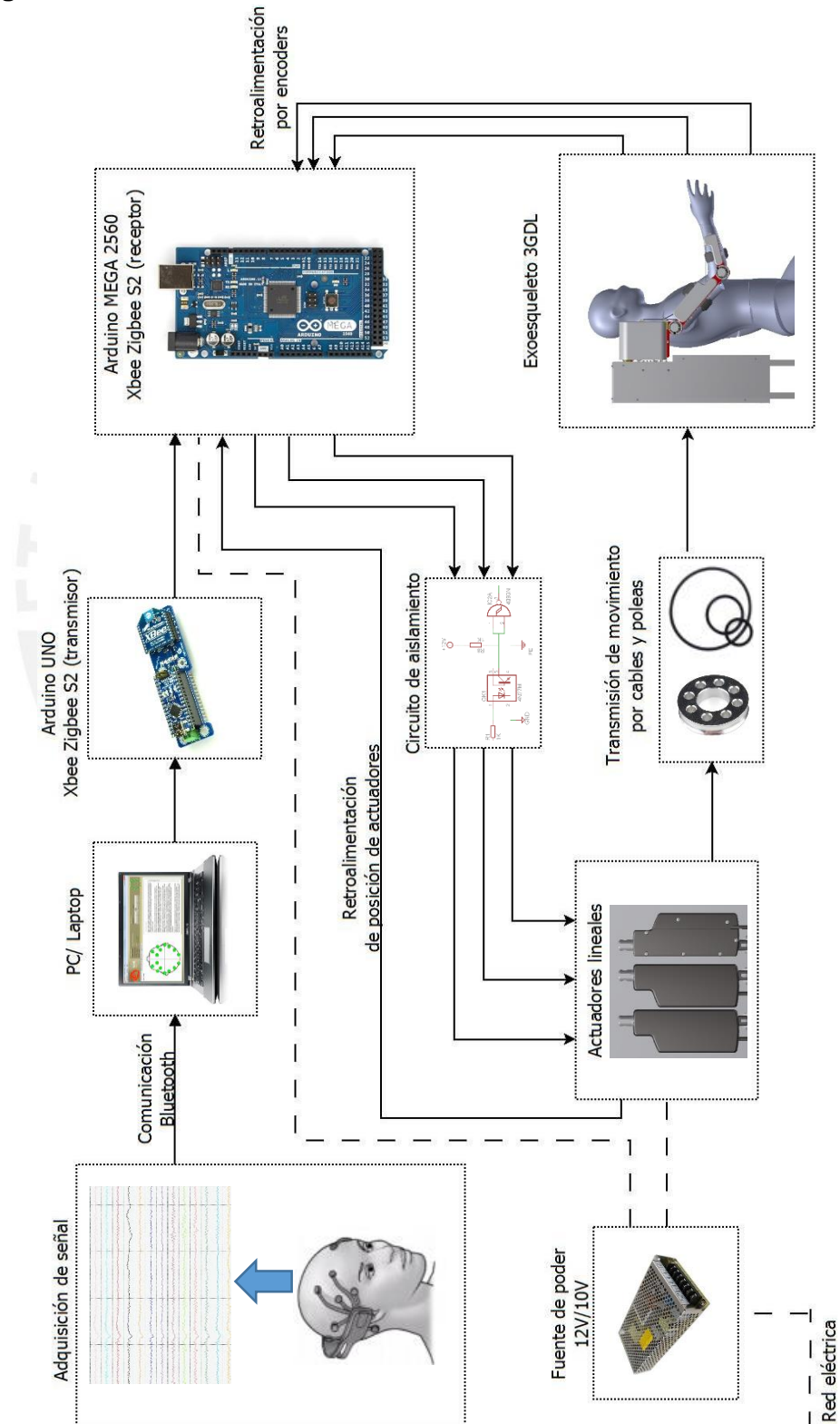


Figura 4.1 - Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico

El sistema propuesto consiste en un exoesqueleto con tres grados de libertad orientado a la rehabilitación de miembro superior. El sistema lee las ondas cerebrales del paciente por medio de una interfaz cerebro-máquina y las envía por bluetooth a una computadora, la cual por medio de un software las procesa y determina si este pensó en mover el brazo.

Si el pensamiento leído es el correcto, es decir, si el usuario efectivamente pensó en mover el brazo y mantuvo dicho pensamiento por un tiempo predeterminado, el sistema envía una señal al controlador Arduino Nano conectado a un puerto serial de la computadora, el cual por medio de un módulo de comunicación inalámbrico Xbee 802.15.4 (transmisor) envía una señal al de accionamiento del mecanismo, en el cual el controlador principal cuenta con otro módulo Xbee (el receptor).

Al ser accionado, el mecanismo, por medio de un sistema de poleas y cables de caucho, es capaz de realizar movimientos con tres grados de libertad dentro de un rango seguro para el paciente (de acuerdo con los límites del cuerpo humano). Así, el mecanismo le permite al usuario ejecutar un movimiento predeterminado que emule una actividad de la vida diaria como, por ejemplo, el movimiento de levantar un vaso.

Mientras se realiza el movimiento, encoders ubicados en las articulaciones o juntas envían la información de las posiciones angulares al controlador principal por comunicación serial. Al mismo tiempo, los actuadores lineales proveen también la información de su posición por una señal analógica de retroalimentación al controlador.

La alimentación de los actuadores y el controlador principal se da por medio de una fuente DC que toma el voltaje de la red y provee 3 tomas de 12 V para los actuadores lineales y una de 10 V aislada de las otras para el Arduino Mega. Además, para el control de los actuadores se generan señales PWM en el controlador, las cuales están aisladas por medio de un circuito con optoacopladores como medida de protección.

## 4.2 Sensores y actuadores

### 4.2.1 Encoder

Se usarán encoders absolutos de una vuelta para poder medir en todo momento la posición angular de cada una de las juntas. Siendo tres la cantidad de juntas (articulaciones), se usarán también tres encoders modelo **A37** de la empresa **Gurley Precision Instruments**. Se seleccionaron encoders de una vuelta ya que en las tres juntas el rango de giro no supera los 120°.



Figura 4.2 Encoder absoluto de una vuelta A37  
Fuente: Gurley Precision Instruments

Además, se seleccionaron del tipo absoluto ya que en estos producen un código digital único para cada ángulo distinto del eje. Es decir, podremos saber en todo momento la posición angular exacta (según la precisión del aparato) de un acoplamiento respecto a otro a partir de una referencia inicial.

En contraste, los encoders incrementales entregan una cantidad de pulsos digitales por cada revolución o vuelta del eje, lo cual implica que estos solo indican cuánto se ha girado desde la posición inicial, la cual puede variar según cómo estén dispuestos los acoplamientos al momento de encender el equipo. En una aplicación de posicionamiento como la del exoesqueleto también puede usarse encoders incrementales, pero esto implicaría el uso de contadores y la verificación de que las posiciones iniciales al encender el sistema siempre sean las mismas, lo cual incluso no es seguro, ya que en un gran número de casos se han reportado desfases progresivos en las posiciones angulares.

El código específico del modelo a usar sería A3712SBR505SBS39S05MN. Sus especificaciones son las siguientes:

Encoder absoluto de una vuelta A37	
<b>Tipo</b>	Rotacional
<b>Salida</b>	Absoluta
<b>Resolución máxima</b>	12 bits
<b>Torque de arranque</b>	1 Nmm
<b>Voltaje de alimentación</b>	4.75-5.25 V
<b>Corriente</b>	<100mA

Tabla 4.1 - Especificaciones del encoder A37

Las figuras 4.3, 4.4 y 4.5 muestran la ubicación de los encoders correspondientes a la flexoextensión del codo, flexión del hombro y abducción-aducción del hombro respectivamente.

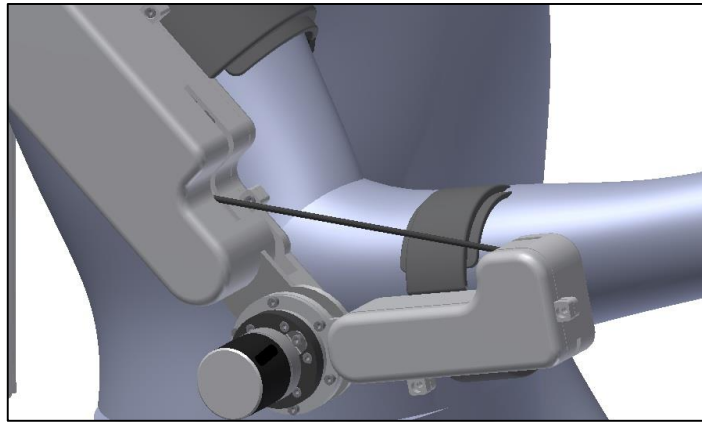


Figura 4.3 - Ubicación del encoder del codo

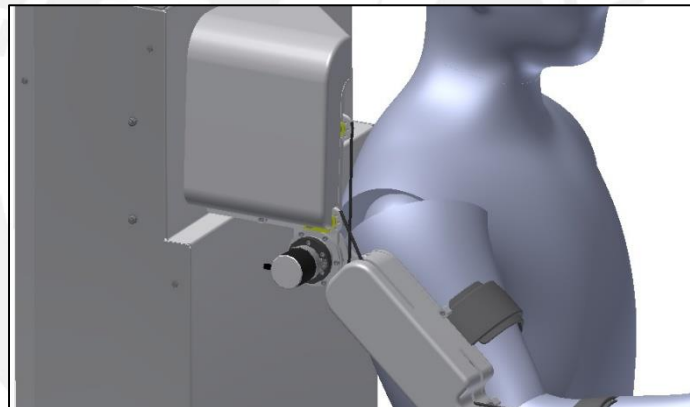


Figura 4.4 - Ubicación del encoder para la flexión del hombro

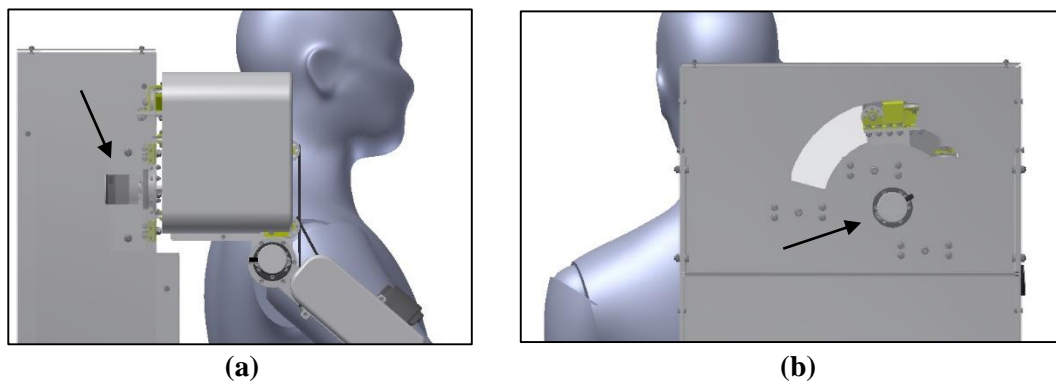


Figura 4.5 – Ubicación del encoder para la abducción-aducción del hombro. (a) Vista lateral.  
(b) Vista trasera

#### 4.2.2 Emotiv EPOC

El equipo denominado como interfaz cerebro-computadora funciona como conjunto de sensores de ondas cerebrales, las cuales son señales de naturaleza eléctrica. A la lectura de la actividad bioeléctrica cerebral se le denomina electroencefalograma o EEG. El Emotiv EPOC en particular cuenta con 14 canales y software capaz de procesar la data proveniente del EEG para poder visualizarla y medirla. Además, permite determinar estados emocionales en el usuario (nivel de aburrimiento, frustración, meditación, etc.), expresiones faciales (sonrisa, pestañeos) y comandos mentales. Esta última funcionalidad es la más importante y la que se empleará en este sistema, ya que con ella se puede leer e interpretar los pensamientos conscientes del usuario; es decir, una vez que el sistema ha sido entrenado para responder al pensamiento de un usuario específico, es posible que este envíe el comando mental pensando en mover el brazo o levantar un objeto con él (lo cual hace que concientice el movimiento) y reciba retroalimentación por parte del exoesqueleto por medio de la ejecución de la acción.



Figura 4.6 - Interfaz cerebro-computadora "Emotiv EPOC"

Fuente: Emotiv

A continuación se listan las especificaciones de la interfaz cerebro-máquina:

Tabla 4.2 - Especificaciones de la interfaz cerebro-computadora Emotiv EPOC. Fuente: [18]

Emotiv EPOC	
<b>Número de canales</b>	14 + 2 referencias
<b>Nombres de los canales (según sistema internacional 10-20)</b>	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4
<b>Tasa de muestreo</b>	128 muestras por segundo
<b>Resolución</b>	14 bits, 1 LSB = 0.51 $\mu$ V
<b>Ancho de banda</b>	0.2 – 45 Hz
<b>Rango dinámico</b>	8400 $\mu$ V (pico-pico)
<b>Conectividad</b>	Inalámbrico, bluetooth 2.4 GHz
<b>Energía</b>	Batería Litio-Polímero
<b>Duración de la batería</b>	12 horas

##### 4.2.2.1 Medios para la adquisición de la señal de accionamiento

El equipo Emotiv cuenta con la herramienta de software llamada "Cognitiv Suite", con la cual es posible medir la actividad cerebral del usuario en tiempo real para distinguir su intención de realizar alguna acción física con un objeto real o virtual [18]. Es capaz de trabajar con hasta 13 pensamientos conscientes distintos: 6 de movimientos direccionales (push, pull, left, right, up y down), 6 rotaciones (*clockwise*, *counter-clockwise*, *left*, *right*, *forward* y *backward*) y el pensamiento ficticio de desaparecer (*dissapear*).



Cognitiv le permite al usuario escoger hasta 4 acciones distintas para diferenciar la vez. Sin embargo, los estudios demuestran que con 1 pensamiento consciente se puede lograr distinguir con poco o ningún error. El usar más pensamientos conscientes puede llevar a detectar un pensamiento distinto a la intención del usuario.

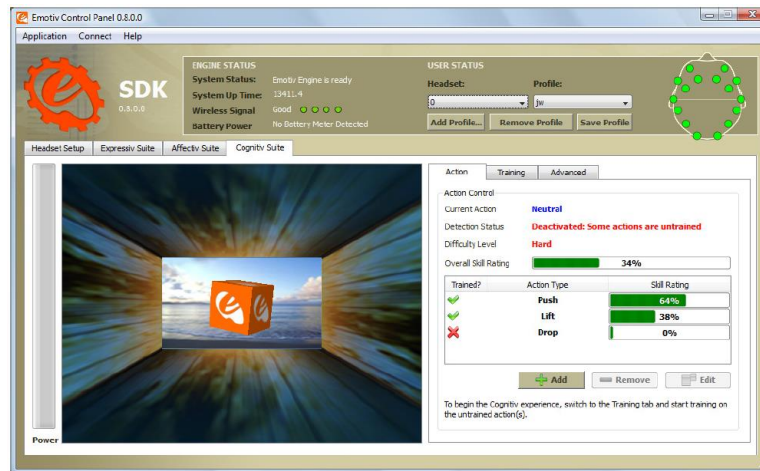


Figura 4.7 - Panel del Cognitiv Suite

#### 4.2.2.2 Metodología para la adquisición de la señal de accionamiento

Debido a que los patrones de las ondas cerebrales de cada individuo difieren entre sí, para utilizar comandos mentales con el Emotiv es necesario un entrenamiento para que el software se adecúe a cada usuario. Según [12], un tiempo de 10 a 15 minutos es adecuado para que los nuevos usuarios se familiaricen y entrenen la red con un pensamiento relacionado al movimiento, en este caso del brazo. Pasado el entrenamiento, se realizan pruebas en las que el usuario envía el comando mental por un periodo de tiempo y luego regresa a estado neutral. El Cognitiv Suite es capaz de medir la energía del pensamiento del usuario durante las pruebas. Entonces, teniendo muestras de dos clases (comando mental y neutral) es posible utilizar un método de clasificación gaussiano para encontrar el umbral que las separe en base al valor de la energía asociada a la intensidad del pensamiento cuando el usuario ejecuta el pensamiento consciente y cuando no.

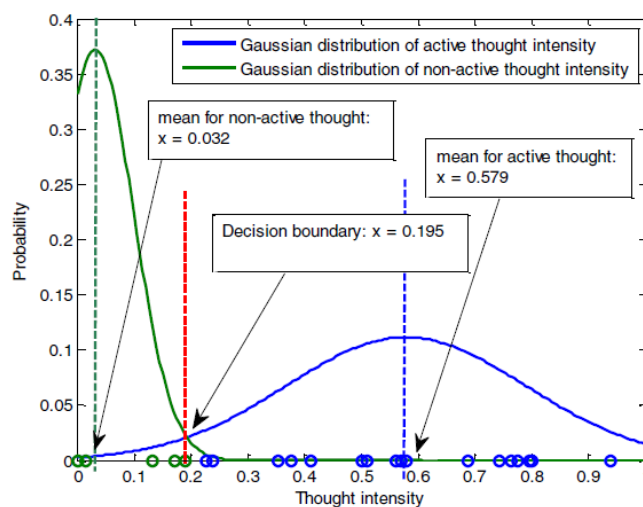


Figura 4.8 - Ejemplo de modelo gaussiano de intensidad del pensamiento del usuario.

Fuente: [12]

Una vez que se tiene el valor umbral para el usuario, el modo de funcionamiento consistiría en medir la energía del pensamiento del usuario. Para asegurar que el accionamiento sea producto de la intención consciente, se requerirá que el usuario mantenga el comando por un tiempo  $t$  (en [12] este es de 7 segundos).

De esta manera, con el pensamiento mantenido por un tiempo  $t$  se enviará el comando por el puerto serial al Arduino Nano conectado al Xbee transmisor, el cual enviará la señal al Xbee receptor en el controlador principal (Arduino Mega) para ejecutar el movimiento.

#### 4.2.3 Actuador lineal

Los actuadores lineales que utilizará el equipo serán de la empresa **LINAK**, modelo **LA14** de la línea de actuadores TECHLINE para aplicaciones industriales y médicas. Estos se encargarán de mover los cables que por medio de la disposición de poleas transformarán el movimiento lineal en movimiento rotacional.



Figura 4.9 - Actuador lineal LINAK LA14

Los requerimientos para los actuadores lineales fueron determinados en los anexos G y H. Estos se pueden resumir en la siguiente tabla:

Tabla 4.3 – Requerimientos mecánicos de los actuadores lineales

Requerimientos de los actuadores lineales	Fuerza máxima requerida (N)	Carrera requerida (mm)
Abducción-aducción del hombro	217	>98.46
Flexión del hombro	313.1	>65.12
Flexión-extensión del codo	138	>111.2

A continuación se muestra la ubicación de los actuadores lineales en el contenedor trasero del sistema, en donde también se encuentra la alimentación y los motores:

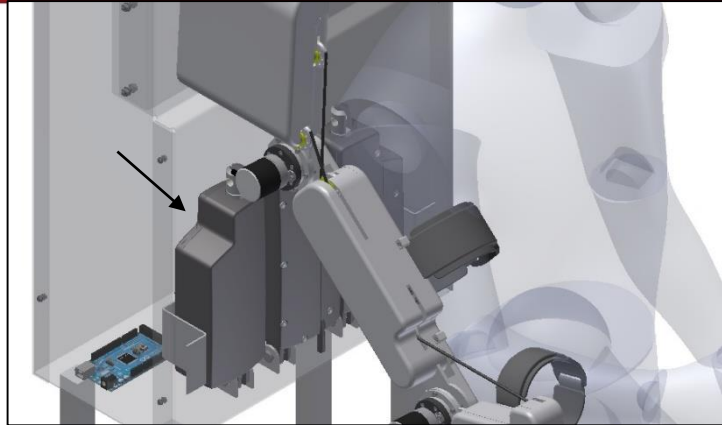


Figura 4.10 - Ubicación de los actuadores lineales (vista isométrica)

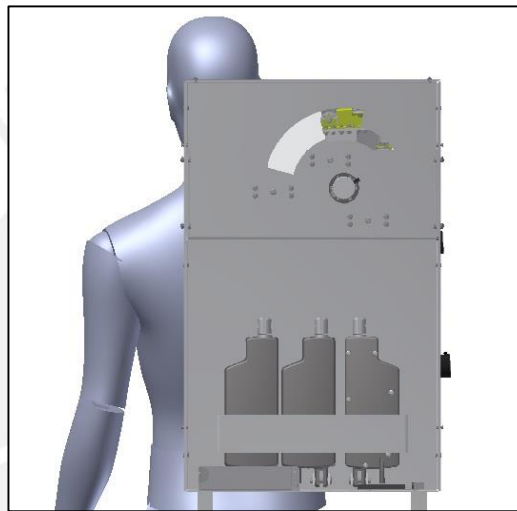


Figura 4.11 - Ubicación de los actuadores lineales en el contenedor (vista trasera)

Este modelo tiene versiones de 2 mm y 4 mm de paso del husillo con fuerza máxima de 750 N y 300 N respectivamente. Para los requerimientos de la tabla 4.3, se necesitan dos actuadores de 4 mm de paso (para flexión-extensión del codo y abducción del hombro) y uno de 2 mm de paso (para la flexión-extensión del hombro).

Las especificaciones de los actuadores lineales se listan a continuación:

Tabla 4.4 - Especificaciones de los actuadores lineales

Paso del husillo	2 mm de paso	4 mm de paso
Fuerza máxima	750 N	300 N
Carrera	70 mm	100 mm
Voltaje de alimentación	12 VDC	12 VDC
Velocidades (sin carga/ carga máxima)	23 / 15 mm/s	43 / 36 mm/s
Corriente en carga máxima	4.2 A	2.6 A
Ciclo de trabajo máximo	20% (4 min. De uso, 16 min de descanso)	40% (8 min. De uso, 12 min de descanso)
Temperatura de trabajo	5° - 40°	5° - 40°

Además, LINAK ofrece modelos con señal de retroalimentación de la posición. Para el sistema propuesto se utilizarán los modelos con retroalimentación por señal analógica de 0.5 a 4.5 V y posicionamiento absoluto. De este modo, se logra uno de los requerimientos de seguridad con respecto a la redundancia en sensores, ya que por un lado se tiene la lectura de los encoder y por otro la retroalimentación de los actuadores, con lo que podría determinarse si existe algún malfuncionamiento si las dos posiciones sensadas no se corresponden (luego de hacer la transformación de desplazamiento lineal a posición angular).

Los códigos de los actuadores necesarios serían los siguientes:

- 14040**10000**A0C06=211002450JS0B0: Este código corresponde al actuador de paso de husillo 4 mm con carrera de 100 mm (para abducción del hombro).
- 14020**070000**A0C06=211002450JS0B0: Este código corresponde a los actuadores de paso de husillo 2 mm con carrera de 70 mm (para flexión del hombro).
- 14040**115000**A0C06=211002450JS0B0: Este código corresponde al actuador de paso de husillo 4 mm con carrera de 115 mm (para flexión del codo).

Las señales de retroalimentación analógicas irán al controlador principal (Arduino Mega 2560).

### 4.3 Planos del sistema mecatrónico

#### 4.3.1 Ensamble general

En la figura 4.12 se observa el ensamble general del sistema mecatrónico, el cual consiste en un contenedor para los actuadores, el controlador principal, circuitos y la fuente de alimentación; y en una parte móvil que vendría a ser el exoesqueleto en sí mismo. El sistema es movido por cables de caucho. Cuenta con tres acoplamientos principales correspondientes al hombro, brazo y antebrazo.

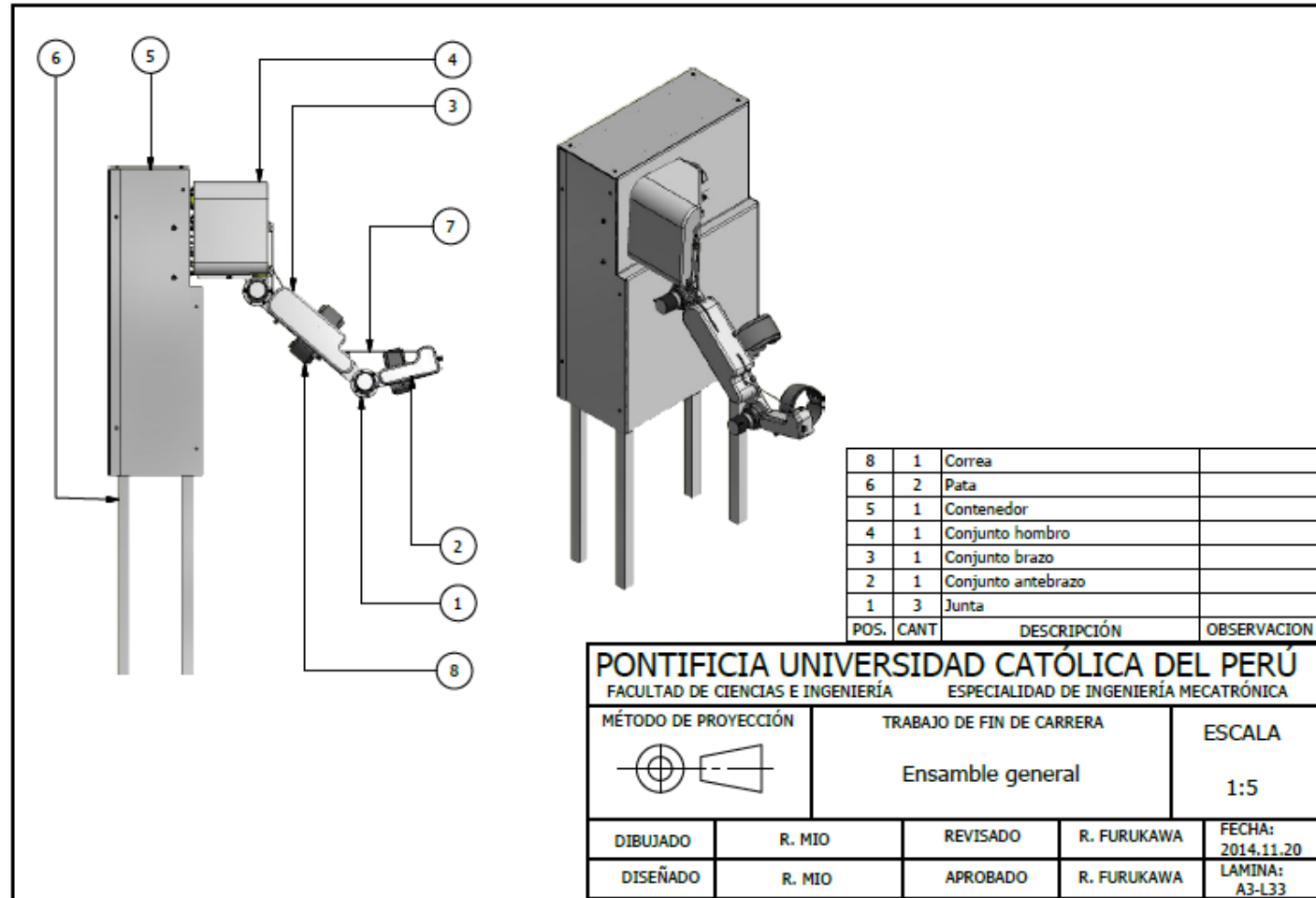


Figura 4.12 - Plano de ensamble general

### 4.3.2 Junta

Cada una de las tres juntas, correspondientes a las articulaciones para medir los ángulos de flexión del codo, de flexión y de abducción del hombro, se compone de seis elementos. El **alojamiento del cojinete**, en el cual el **rodamiento SKF 6200N** empleado se encaja (enzunchado) y gira solidario gracias a un apriete H7/g6. Este alojamiento es luego atornillado usando **pernos Allen** de cabeza redonda a una **tapa de alojamiento**, la cual impide el movimiento axial del rodamiento. Finalmente, el **encoder** es atornillado a la tapa y un par de **prisioneros Allen** M2x4 asegurarán el eje de la junta al encoder.

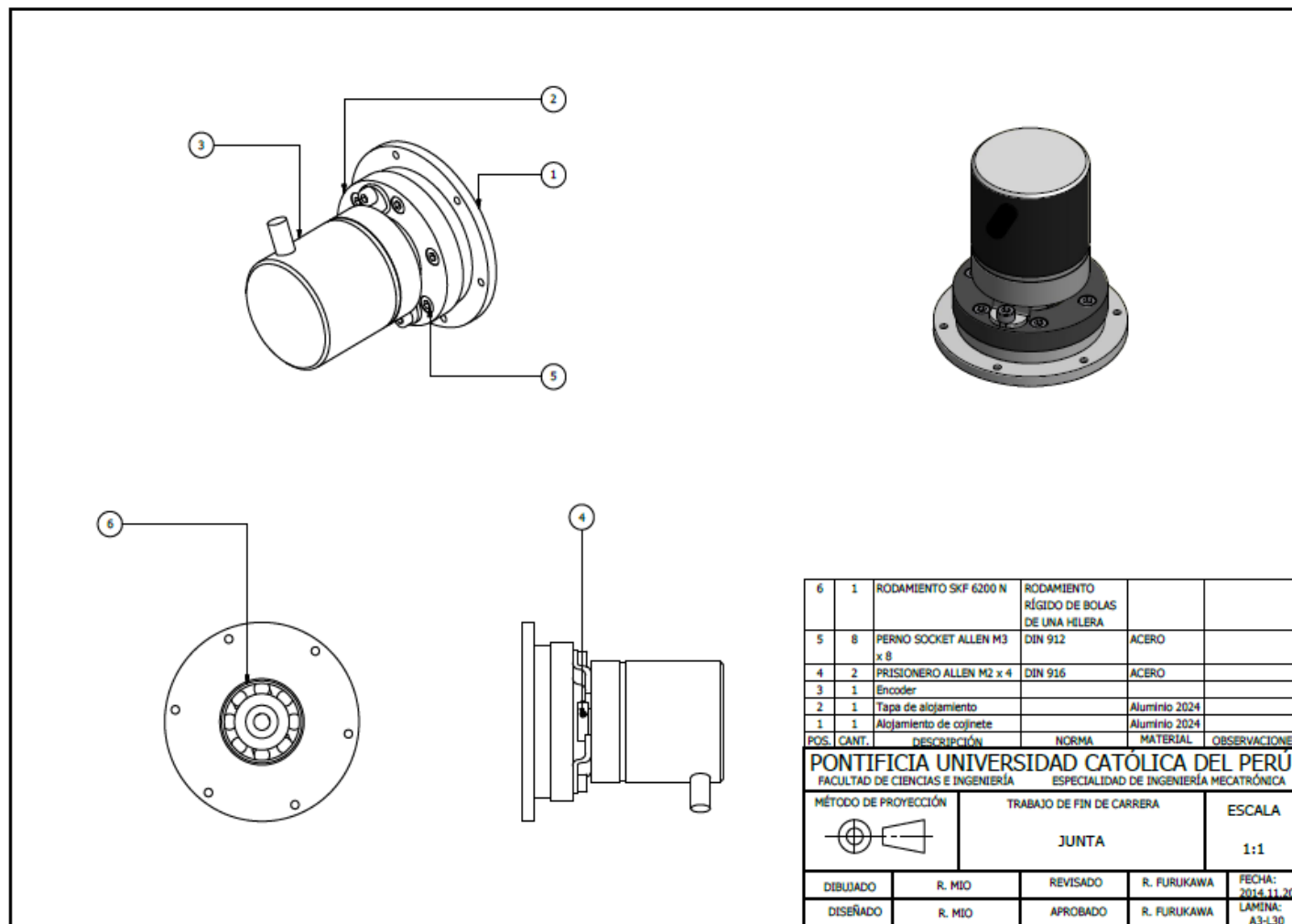


Figura 4.13 - Plano de ensamble de la junta

El eje de las juntas cuenta con un rebaje en el diámetro de 5 mm para el prisionero Allen del encoder. Luego, el diámetro 10 g6 realiza el apriete con el rodamiento en el extremo cercano al encoder, mientras que en el otro extremo se ajusta con una brida para el eje de junta por medio de 3 prisioneros Allen M3. Los diámetros 14 sirven como topes axiales entre los acoplamientos.

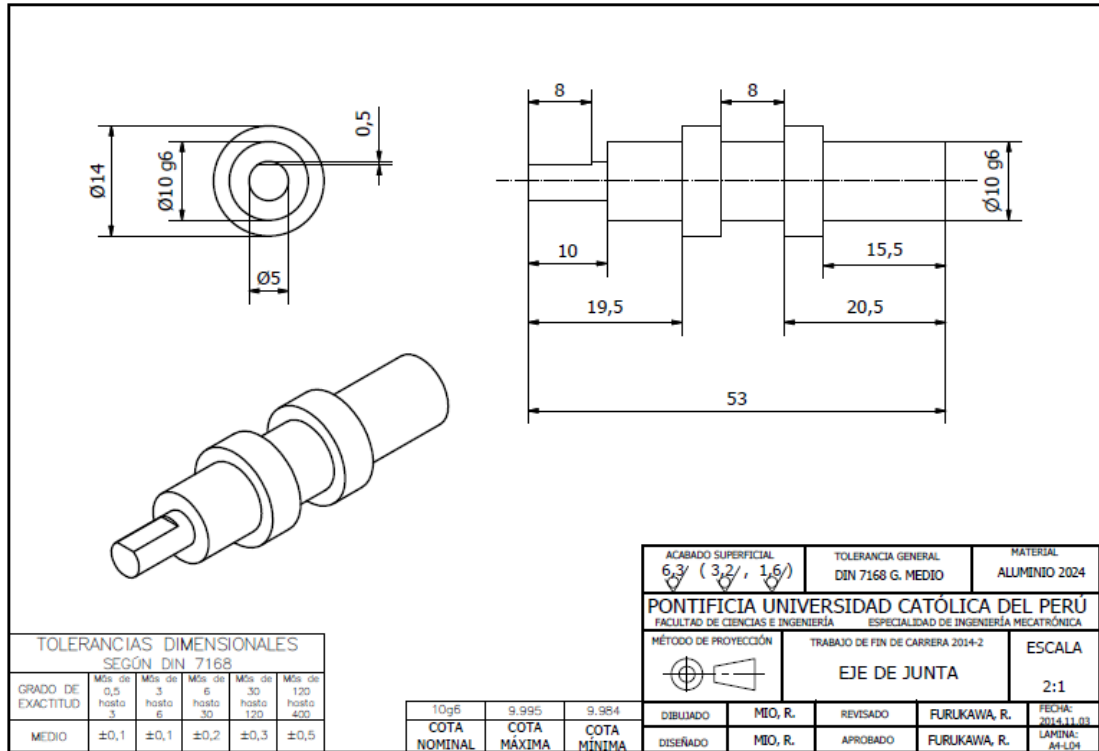


Figura 4.14 - Plano de despiece del eje de junta

El diámetro para el eje de la junta se determinó en el anexo F “Cálculo de ejes y espesores”.

Además, las dimensiones del rodamiento para la junta se muestran a continuación:

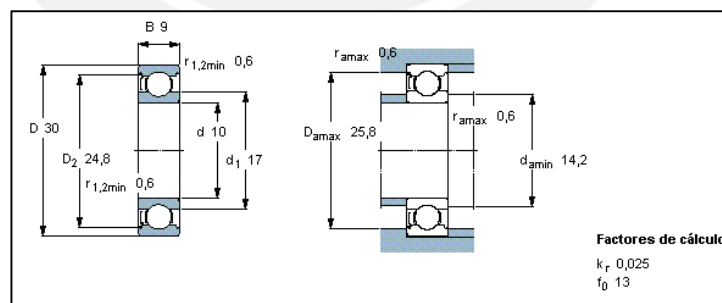


Figura 4.15 - Dimensiones del rodamiento de las juntas.

Fuente: SKF

Los rodamientos tanto para las juntas como para las poleas son del tipo radial, es decir, están diseñados para soportar mejor las cargas radiales. Estos fueron escogidos debido a que en el diseño propuesto las fuerzas axiales son mínimas, al estar casi todas las poleas dispuestas de modo que la transmisión por cables esté contenida en el plano de la polea.

### 4.3.3 Poleas

Para lograr la transmisión por cables de caucho, distintos arreglos con poleas fueron diseñados. Los rodamientos usados en las poleas son de la marca SKF, con código 619/5-2Z. Estos se encuentran sellados, por lo que prácticamente no requieren mantenimiento en toda su vida útil. Sus dimensiones se muestran a continuación.

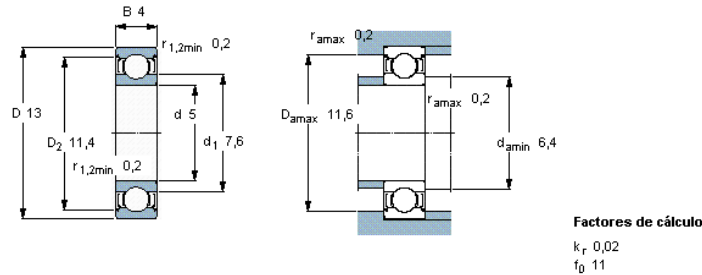


Figura 4.16 - Dimensiones de los rodamientos para las poleas.  
Fuente: SKF

#### 4.3.3.1 Polea lateral

Esta es la que más se usó para transmitir movimiento. Consiste en un **soporte** con agujeros por medio de los cuales se atornilla a los acoplamiento o segmentos (brazo, antebrazo y hombro) y un agujero central en donde pasa un **eje de aluminio roscado** en los extremos y liso al medio, en el que se coloca el rodamiento y la **polea lisa** de la empresa Actobotics hecha con aluminio 6061, con código #615130. En la figura 4.19 se muestra el ensamble de la polea lateral. La figura 4.18 muestra las medidas de la polea.

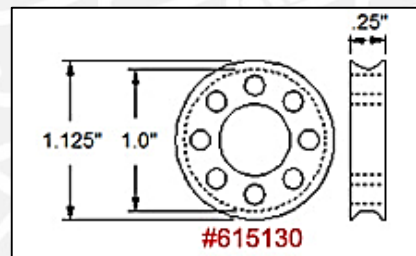


Figura 4.17 - Medidas de la polea lisa

Según las fuerzas halladas en el anexo H, el caso crítico es en el que la polea debe soportar la fuerza máxima para flexión del hombro, la cual es de 313 N. El análisis de su resistencia se encuentra en el anexo J "Simulaciones de resistencia"



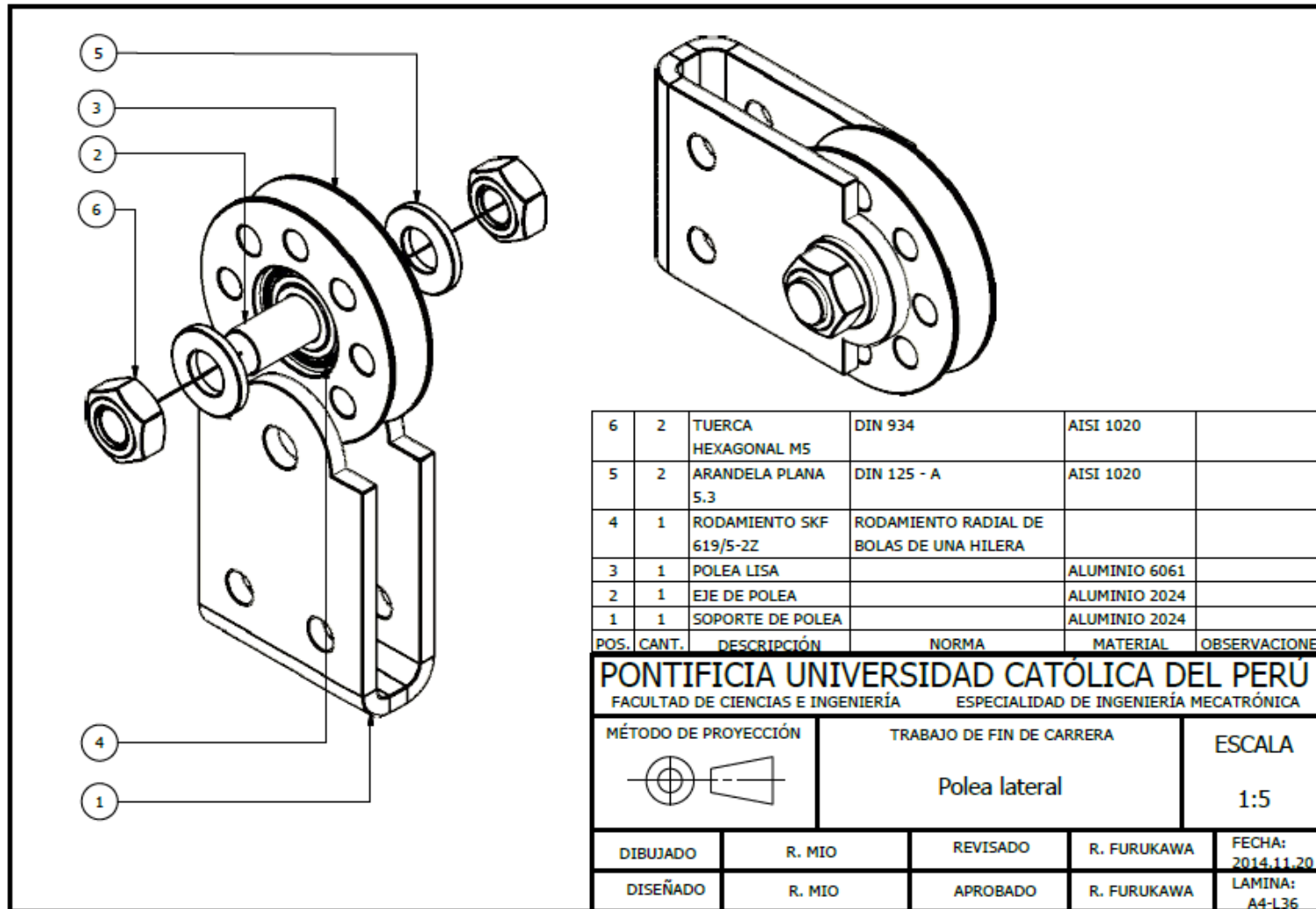


Figura 4.18 - Plano de ensamble de la polea lateral

### 4.3.3.2 Polea simple

Este tipo de polea irá atornillada en el acoplamiento del hombro. Está formada por dos soportes en forma de “L” entre los cuales van el rodamiento, la polea y el eje, atornillado en los extremos para asegurarlo a los soportes.

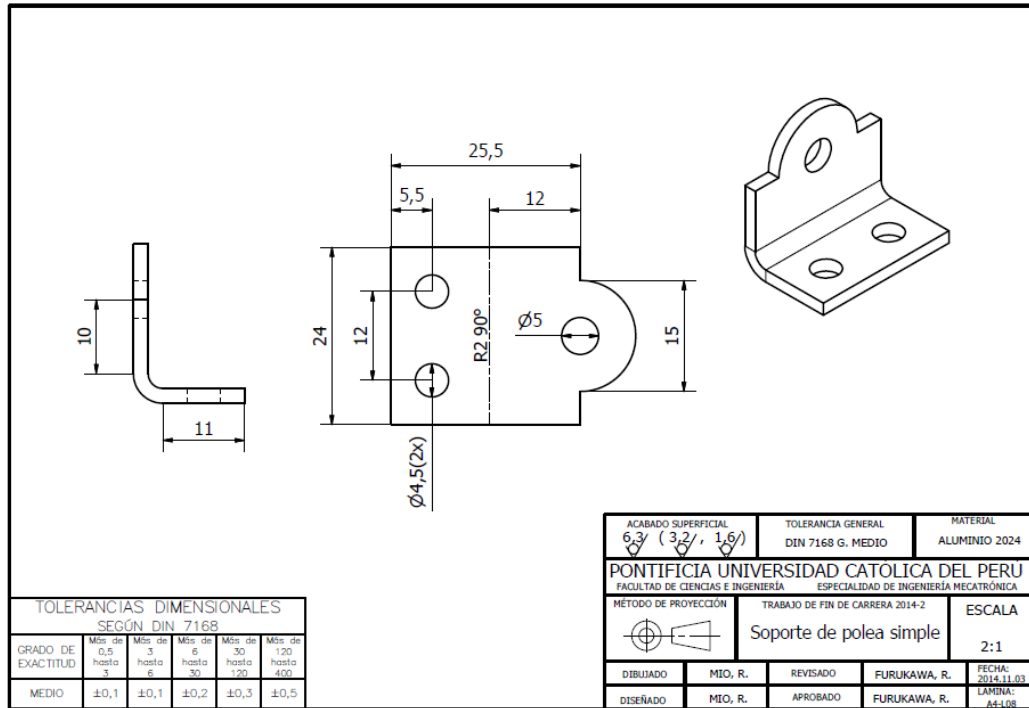


Figura 4.19 - Plano de despiece del soporte de polea simple

### 4.3.3.3 Polea doble

Esta consiste en dos poleas unidas a una sola pieza que se ubicará en la parte superior del acoplamiento del hombro con el fin de transmitir el movimiento de abducción desde una polea simple hasta otras en un plano perpendicular. Para esto, cuenta con un asiento soldado al hombro, por el cual pasarán los ejes de las dos poleas y se atornillará uno extremo de cada una, y por el otro, irá atornillado a su soporte. En la figura 4.21 se observa la posición de la polea doble, así como las de las otras poleas.

### 4.3.3.4 Polea vertical

Estas poleas serán las finales, las cuales se ensamblarán por unión atornillada al contenedor y por las cuales pasarán los cables desde los actuadores hasta las poleas en el acoplamiento correspondiente al hombro.

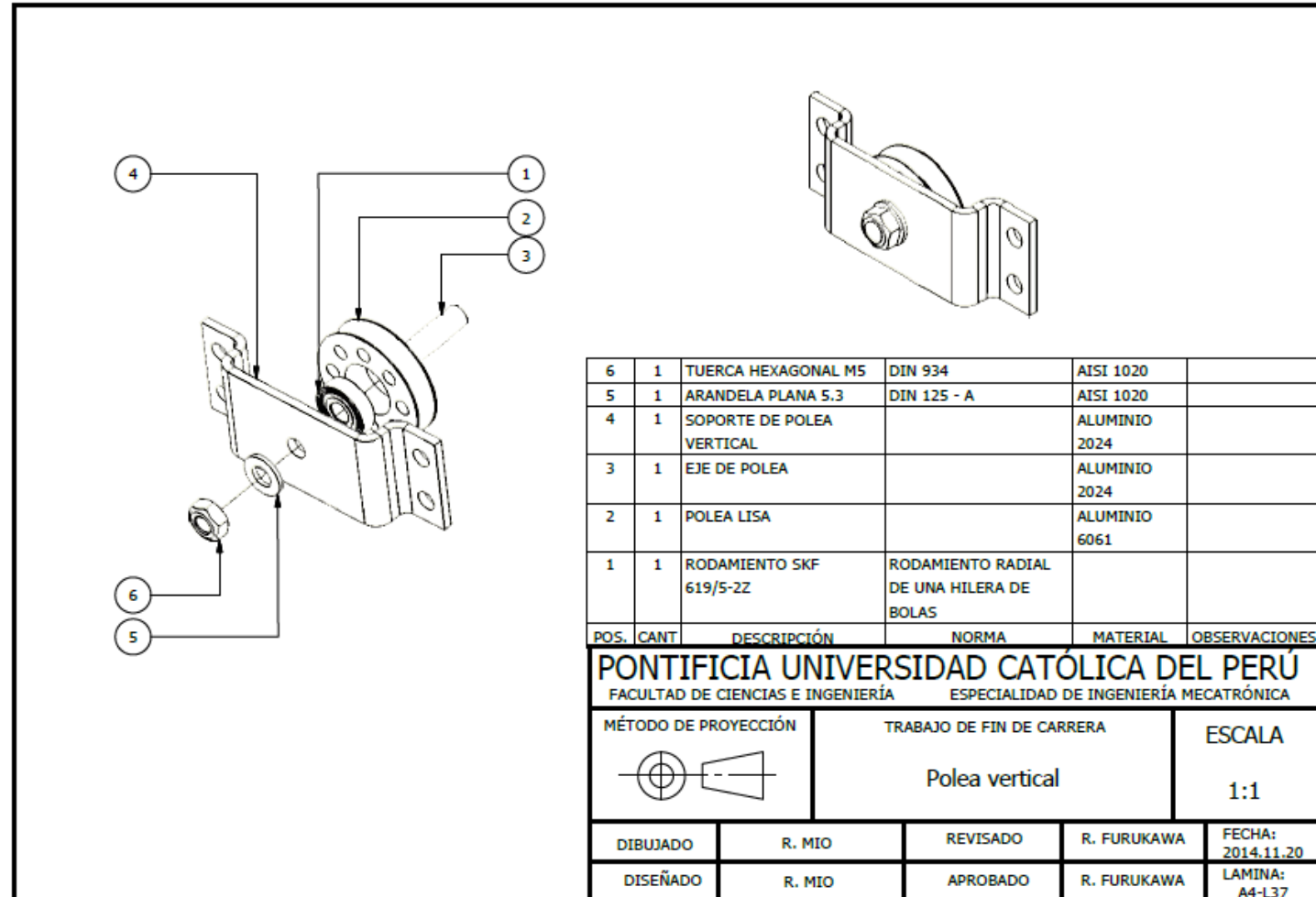


Figura 4.20 - Plano de ensamble de la polea vertical

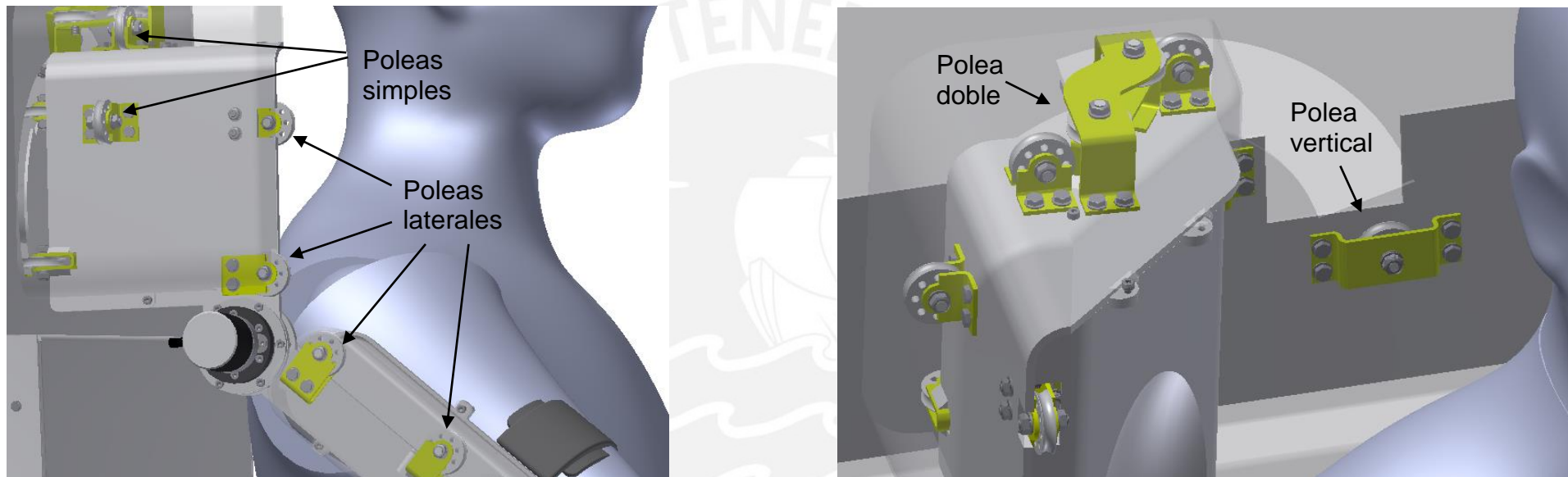


Figura 4.21 - Ubicaciones de las distintas poleas

#### 4.3.4 Parte móvil

La parte móvil es el exoesqueleto que se coloca sobre el brazo del usuario. Esta está formada por acoplamientos de aluminio correspondientes al antebrazo, brazo y hombro. En estos se ensamblan los soportes de las poleas con uniones atornilladas o por soldadura TIG. Además, carcasas hechas de plástico ABS protegen al usuario de los elementos metálicos. El conjunto móvil tiene un peso total de 1.845 kg.

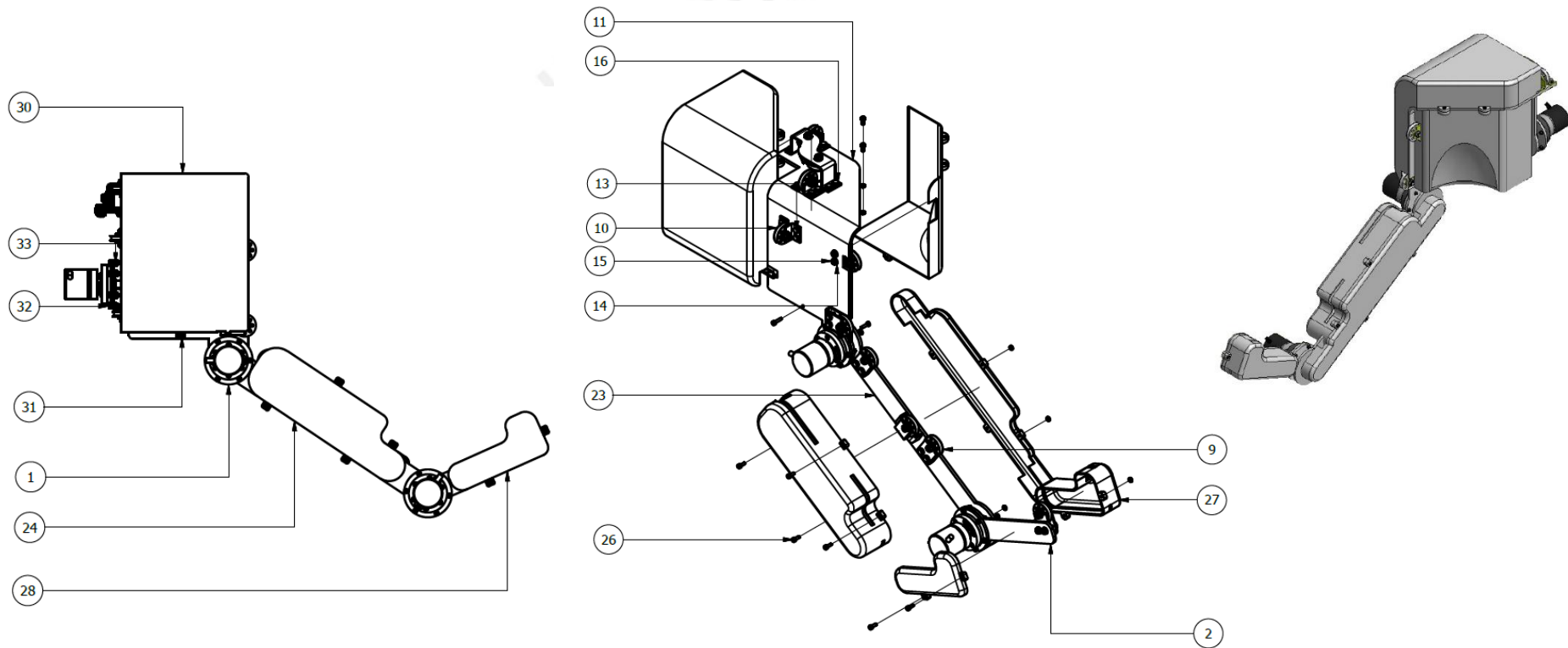


Figura 4.22 - Vistas del plano de ensamble de la parte móvil (primera parte)

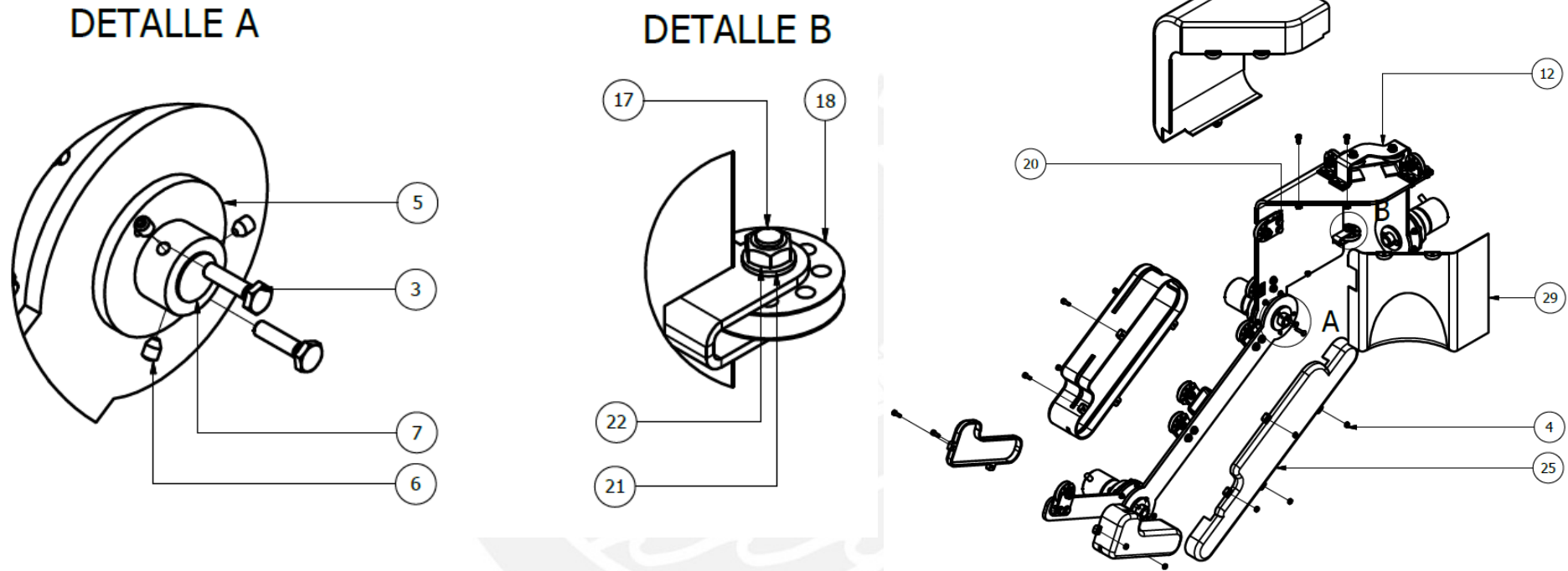


Figura 4.23 - Vistas del plano de ensamble de la parte móvil (segunda parte)

Tabla 4.5 - Lista de componentes de la parte móvil del exoesqueleto

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL
1	3	JUNTA		
2	1	ANTEBRAZO		ALUMINIO 2024
3	6	PERNO HEXAGONAL M3 x 12	DIN 933	AISI 304
4	33	TUERCA HEXAGONAL M3	DIN 934	AISI 304
5	3	ALOJAMIENTO DE EJE		ALUMINIO 2024
6	9	PRISIONERO ALLEN M3 x 4	DIN 916	AISI 304
7	3	EJE DE JUNTA		ALUMINIO 2024
8	3	RODAMIENTO SKF 6200 N	RODAMIENTO RÍGIDO DE BOLAS DE UNA HILERA, SELLADO	
9	6	POLEA LATERAL		
10	3	POLEA SIMPLE		
11	1	HOMBRO		ALUMINIO 2024
12	1	POLEA DOBLE		
13	6	PERNO HEXAGONAL M4 x 10	DIN 933	AISI 304
14	54	ARANDELA PLANA 4.3	DIN 125 - A	AISI 304
15	28	TUERCA HEXAGONAL M4	DIN 934	AISI 304
16	12	PERNO HEXAGONAL M4 x 12	DIN 933	AISI 304
17	2	EJE DE POLEA		ALUMINIO 2024
18	2	POLEA		ALUMINIO 6061
19	2	RODAMIENTO SKF 619/5-2Z	RODAMIENTO RÍGIDO DE UNA HILERA	
20	12	PERNO HEXAGONAL M4 x 20	DIN 933	AISI 304
21	4	ARANDELA PLANA 5.3	DIN 125 - A	AISI 304
22	4	TUERCA HEXAGONAL M5	DIN 934	AISI 304
23	1	BRAZO		ALUMINIO 2024
24	1	CARCASA BRAZO		ABS
25	1	TAPA DE CARCASA BRAZO		ABS
26	8	PERNO SOCKET ALLEN M3 x 8	DIN 912	AISI 304
27	1	CARCASA ANTEBRAZO		ABS
28	1	TAPA DE CARCASA ANTEBRAZO		ABS
29	1	CARCASA INTERIOR HOMBRO		ABS
30	1	CARCASA EXTERIOR HOMBRO		ABS
31	13	PERNO SOCKET ALLEN M3 x 12	DIN 912	AISI 304
32	6	PERNO SOCKET ALLEN M3 x 10	DIN 912	AISI 304
33	6	ARANDELA PLANA 3.2	DIN 125 - A	AISI 304

Los acoplamientos serán fabricados de aluminio 2024 T3. Las medidas para estos se determinaron tomando en cuenta las medidas antropométricas del hombre peruano según estadísticas [20] y la información extraída de [21] y [22]. La determinación de medidas se encuentra en el anexo E.

#### 4.3.4.1 Brazo

Para el movimiento de extensión del hombro es también necesaria una polea más en el brazo en un plano paralelo a las de la flexión del codo. Por este motivo, se agrega un **asiento de polea soldado** al brazo con un **soporte de polea soldado** a este, en el cual se ensamblará la polea con su rodamiento, eje, arandelas y tuercas.

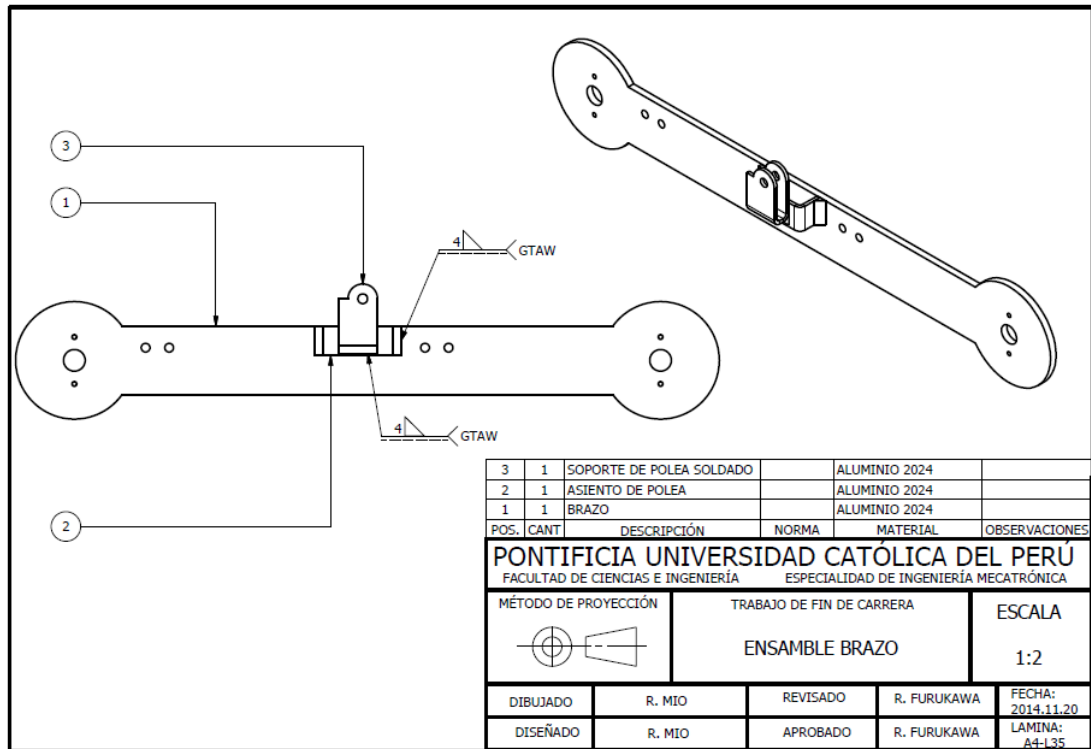


Figura 4.24 - Plano de ensamble del brazo

La desalineación del brazo con respecto al antebrazo ayuda a compensar el ángulo de carga del codo del usuario.

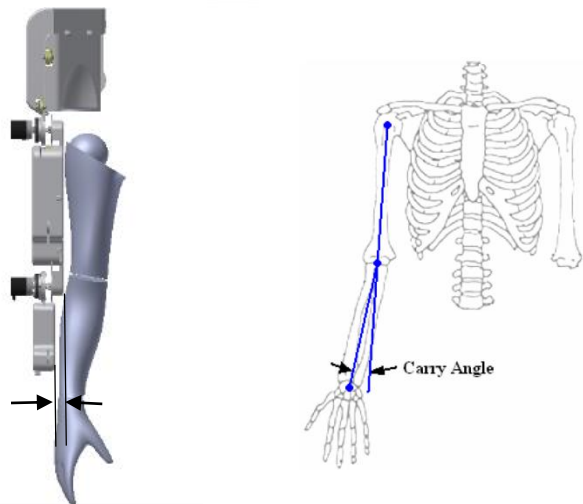


Figura 4.25 - Ángulo de carga del codo en el exoesqueleto y en el cuerpo humano



### 4.3.4.3 Hombro

Para el ensamble del hombro se agregaron elementos extra de soporte de las poleas:

- **Soporte de polea soldado:** Sostiene a la polea por la que pasa el cable proveniente de la polea lateral que corresponde a la extensión del hombro y transmite el movimiento a la polea vertical correspondiente en el contenedor.
- **Asiento de polea doble:** Como se mencionó, este va soldado al hombro.
- **Placa soporte:** Este elemento es soldado a la parte superior del hombro y sostiene la polea de forma similar al soporte simple.
- **Acoplamiento hombro:** Este se suelda al hombro y lo une con la junta correspondiente a la abducción-aducción del hombro con la unión atornillada.

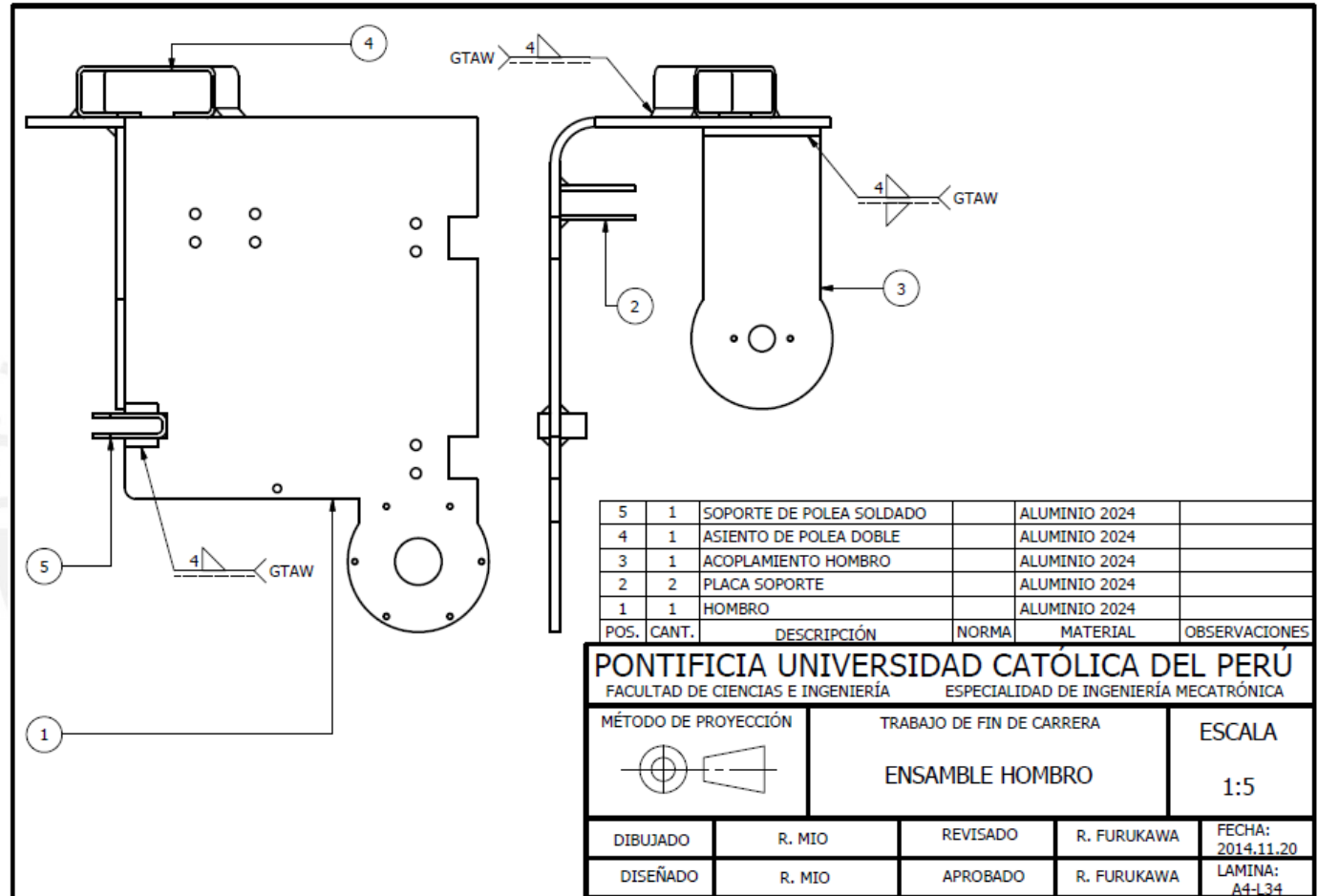


Figura 4.26 - Plano de ensamble del hombro

#### 4.3.5 Contenedor

El contenedor es donde se alojan los actuadores, las poleas verticales por las que pasan los cables que unen a los actuadores con las poleas en la parte móvil, la fuente de alimentación, el controlador principal y demás circuitos. El contenedor está hecho principalmente de planchas de acero inoxidable 304 de 2 mm de espesor.

Los elementos que lo conforman principalmente son:

- Tapa frontal.
- 2 cubiertas laterales, atornilladas a la tapa frontal y la cubierta trasera.
- Cubierta trasera.
- Plancha soporte, a la cual están atornilladas las poleas verticales.
- Soporte de actuadores, unido a la tapa frontal y que mantiene los actuadores en posición vertical.

La tabla 4.6 muestra una lista completa de los componentes del contenedor.

*Tabla 4.6 - Lista de componentes del contenedor*

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL
1	3	ACTUADOR LINEAL LINAK	SERIE LA14	
2	3	POLEA VERTICAL		
3	1	ARDUINO MEGA 2560		
4	14	ARANDELA PLANA 5.3	DIN 125 - A	AISI 1020
5	10	TUERCA HEXAGONAL M5	DIN 934	AISI 1020
6	6	BRACKET		AISI 304
7	1	TAPA FRONTAL		AISI 304
8	3	PIN DE EXPANSIÓN CLEVIS 0.375 x 1.25	ANSI B18.8.1	AISI 1020
9	1	SOPORTE DE ACTUADORES		AISI 304
10	1	FUENTE DE VOLTAJE		
11	4	PATA		AISI 304
12	1	CUBIERTA TRASERA		AISI 304
13	2	CUBIERTA LATERAL		
14	28	ARANDELA PLANA 3.2	DIN 125 - A	AISI 1020
15	14	PERNO HEXAGONAL M3 x 8	DIN 933	AISI 1020
16	14	TUERCA HEXAGONAL M3	DIN 934	AISI 1020
17	24	ARANDELA PLANA 4.3	DIN 125 - A	AISI 1020
18	12	PERNO HEXAGONAL M4 x 10	DIN 933	AISI 1020
19	12	TUERCA HEXAGONAL M4	DIN 934	AISI 1020
20	1	PLANCHA SOPORTE		AISI 304
21	1	TAPA SUPERIOR		AISI 304
22	4	PERNO HEXAGONAL M5 x 14	DIN 933	AISI 1020

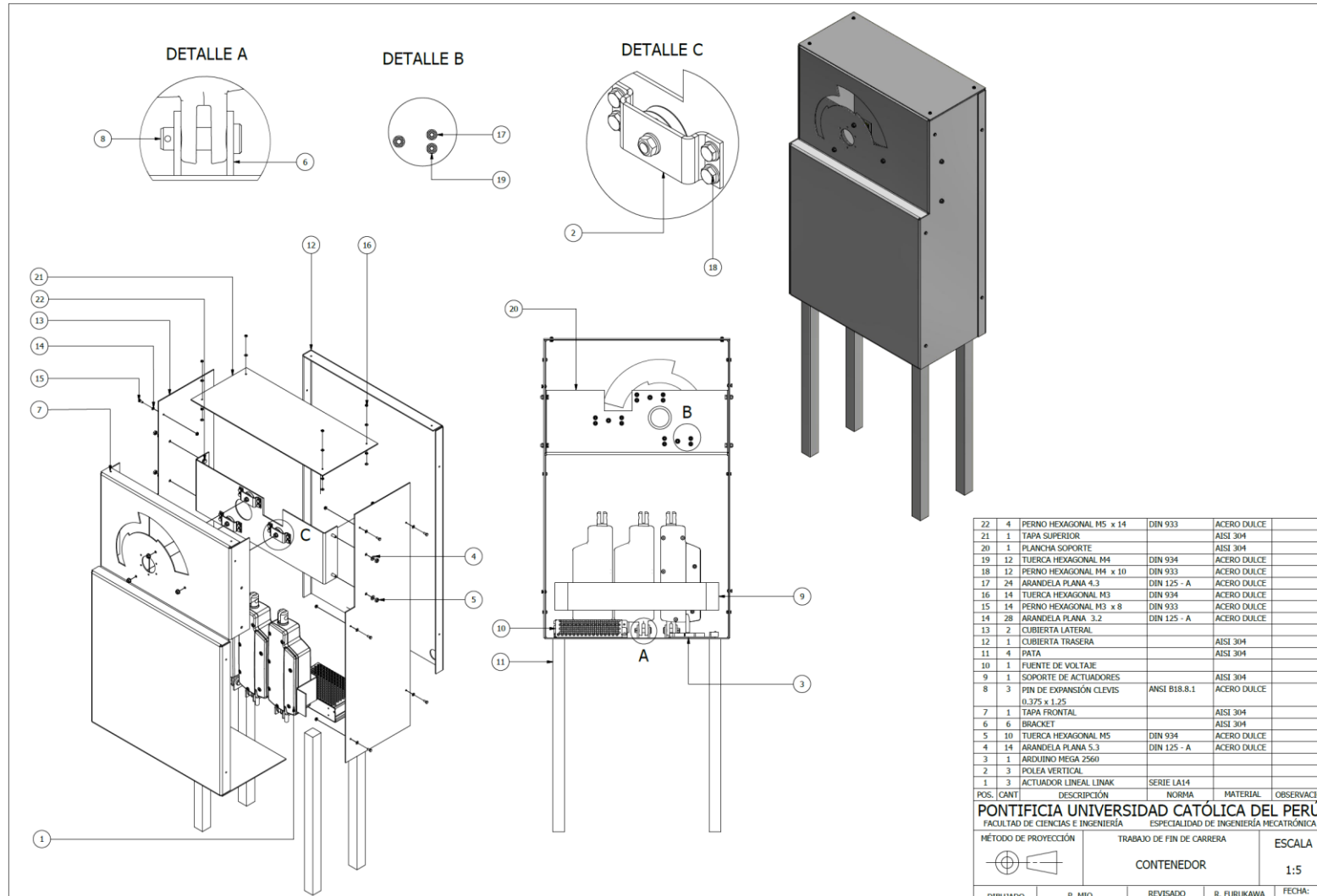


Figura 4.27 - Plano de ensamble del contenedor

### 4.3.5.1 Tapa frontal

La tapa frontal cuenta con un agujero circular para el encoder y agujeros M3 para la brida de la junta. Además, cuenta con otros agujeros a los extremos por los que se atornillará a las cubiertas laterales. La ranura con forma de arco mostrada en el detalle A permite el paso de los cables desde el acoplamiento del hombro al contenedor. Las esquinas en la ranura a la vez sirven de topes en el rango angular propuesto de abducción (60°), de modo que se limite físicamente el rango de movimiento (además de por software y por los mismos actuadores).

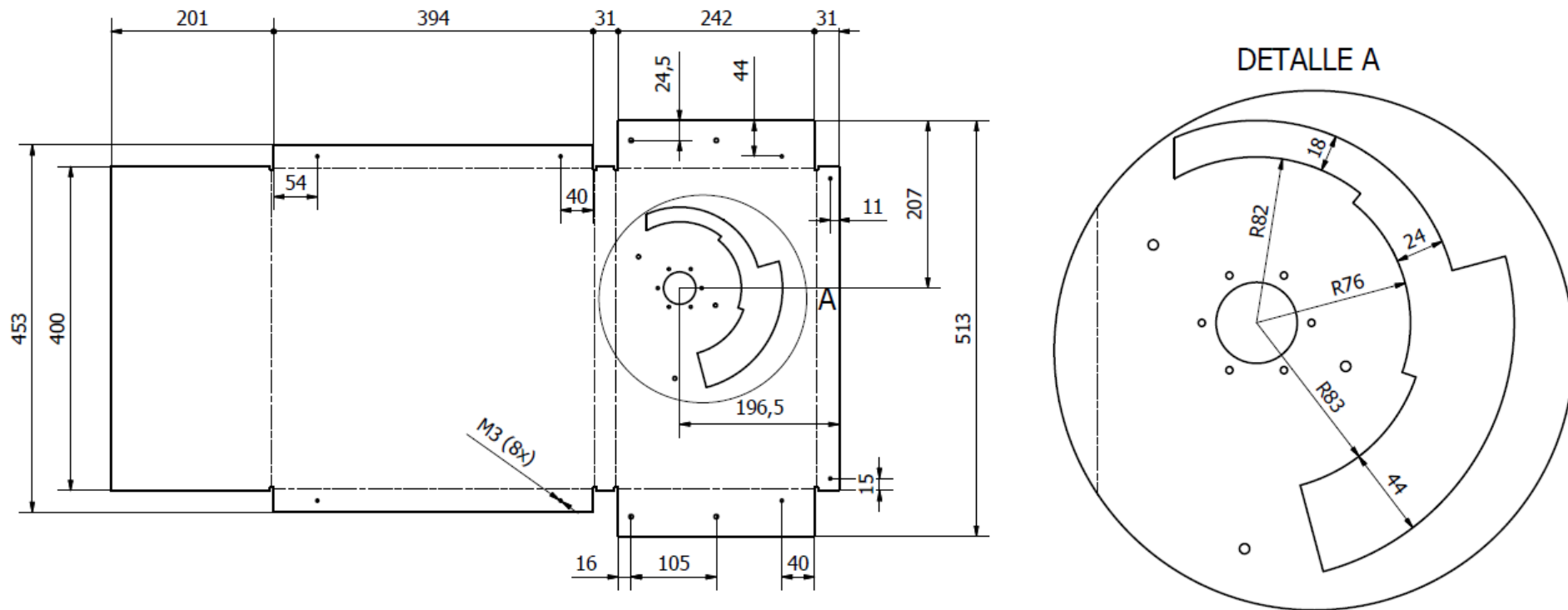


Figura 4.28 - Plano de despiece de la tapa frontal

## 4.4 Diagramas esquemáticos de los circuitos del sistema mecatrónico

### 4.4.1 Controladores

El controlador principal escogido es el Arduino Mega 2560. Se escogió este controlador en base a los requerimientos de los demás componentes necesarios, los cuales son:

- 3 salidas PWM para el control de los motores DC de los actuadores lineales.
- 3 entradas con comunicación serial para los tres encoders correspondientes a cada junta.
- 3 entradas analógicas para la retroalimentación de posición de los actuadores lineales.
- 1 entrada de comunicación adicional para conectar el Xbee receptor.



Figura 4.29 - Arduino Mega 2560.

Tabla 4.7 - Especificaciones del controlador principal Arduino Mega 2560

Especificaciones	
Microcontrolador	ATmega2560
Tensión de operación	5V
Tensión de entrada (recomendada)	7-12V
Tensión de entrada (límites)	6-20V
E/S digitales	54 (de los cuales 15 proveen salida PWM)
Entradas analógicas	16
Corriente DC por pin de E/S	40 mA
Corriente DC por pin de 3.3V	50 mA
Memoria flash	256 KB de los cuales 8 KB son usados por el bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Frecuencia del reloj	16 MHz

La distribución de pines del Arduino Mega se observa en la figura 4.30. Los grupos de pines a emplear principalmente son los de salida PWM, entradas analógicas y entradas/salidas digitales.



Además, conectado a un puerto serial de la laptop con el software del Emotiv EPOC debe colocarse un segundo controlador Arduino Nano 3.0, placa basada en el microcontrolador ATmega328, con un Xbee transmisor.



Figura 4.31 - Arduino Nano 3.0

Las especificaciones de este microcontrolador se encuentran en la tabla 4.8.

Tabla 4.8 - Especificaciones del Arduino Nano 3.0

Especificaciones	
<b>Microcontrolador</b>	ATmega328
<b>Tensión de operación</b>	5 V
<b>Tensión de entrada (recomendada)</b>	7-12 V
<b>Tensión de entrada (límites)</b>	6-20 V
<b>E/S digitales</b>	14 (of which 6 provide PWM output)
<b>Entradas analógicas</b>	8
<b>Corriente DC por pin de E/S</b>	40 mA
<b>Memoria flash</b>	32 KB de los cuales 2 KB son usados por el bootloader
<b>SRAM</b>	2 KB
<b>EEPROM</b>	1 KB
<b>Frecuencia del reloj</b>	16 MHz
<b>Dimensiones</b>	18,5mm x 43.2mm

#### 4.4.2 Circuito de control de actuadores

Para el circuito de control de actuadores se emplearon tres señales PWM del Arduino Mega. La salida del Arduino pasa por los siguientes elementos:

- **Inversor:** Invierte la señal PWM proveniente del Arduino.
- **Optoacoplador 4N27:** Este se utiliza con el fin de aislar el circuito de potencia del de control.
- **Schmitt Trigger 4093N o disparador Schmitt:** Se emplea este elemento ya que la señal PWM pierde algunas de sus características dinámicas al pasar por el optoacoplador. Esto significa que los tiempos de subida y bajada de la señal aumentan. El disparador Schmitt actúa como un comparador con histéresis, tal que gracias a él la señal recupera su forma rectangular (componentes de alta frecuencia).

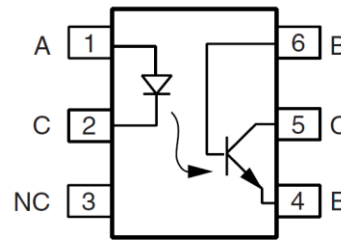
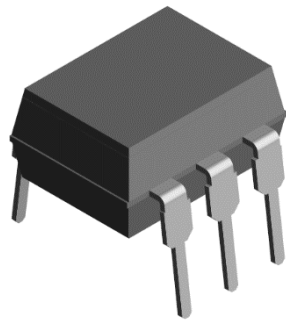


Figura 4.32 - Optoacoplador 4N25.  
Fuente: Vishay Semiconductors

- **Mosfet de potencia IRF740:** Este elemento trabajará en conmutación, es decir, en saturación y corte, de acuerdo a la señal PWM.

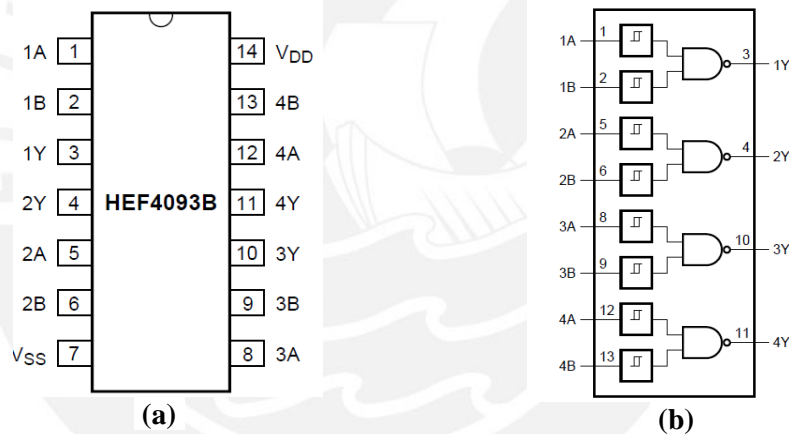


Figura 4.33 - Disparador Schmitt. (a) Distribución de pines. (b) Diagrama funcional.  
Fuente: NXP Semiconductors

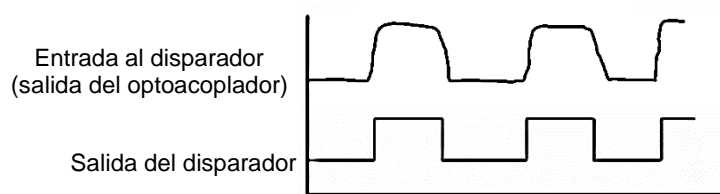


Figura 4.34 - Diagrama que explica el funcionamiento del Schmitt trigger

Los criterios de elección de los componentes electrónicos se encuentran en el anexo D.



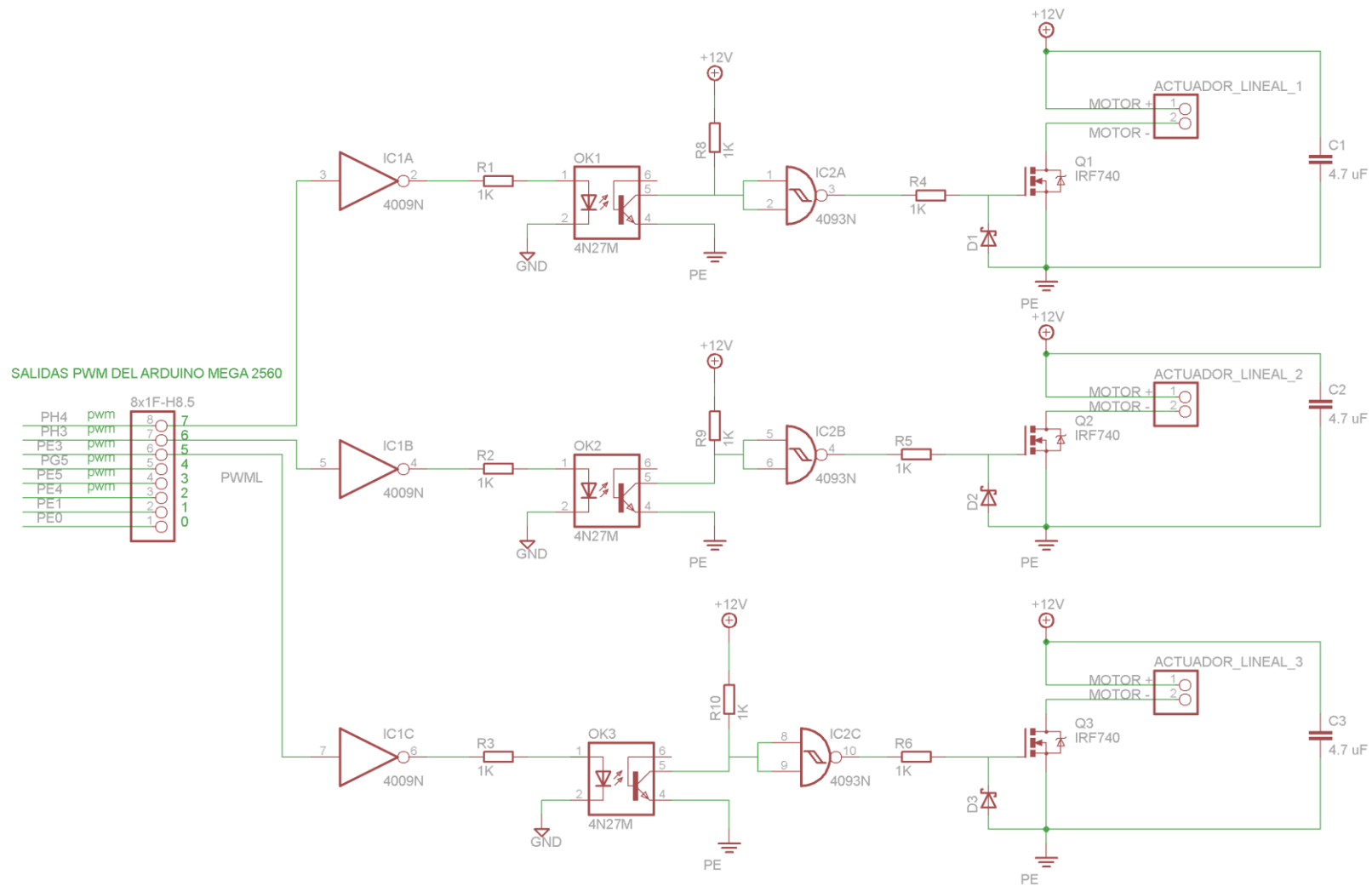


Figura 4.35 - Plano esquemático del circuito controlador de los motores de los actuadores

### 4.4.3 Circuito de comunicación serial con encoders

Para este circuito se conectaron los pines 15, 17 y 19 del Arduino correspondientes a la recepción de datos por comunicación serial a las salidas de cada uno de los encoders. Además, la señal del reloj del Arduino (CLKO) en el pin 9 se conecta directamente a la entrada CLOCK de cada encoder y luego de invertirla con el integrado 4009N se conecta a las entradas /CLOCK (inverso del CLOCK).

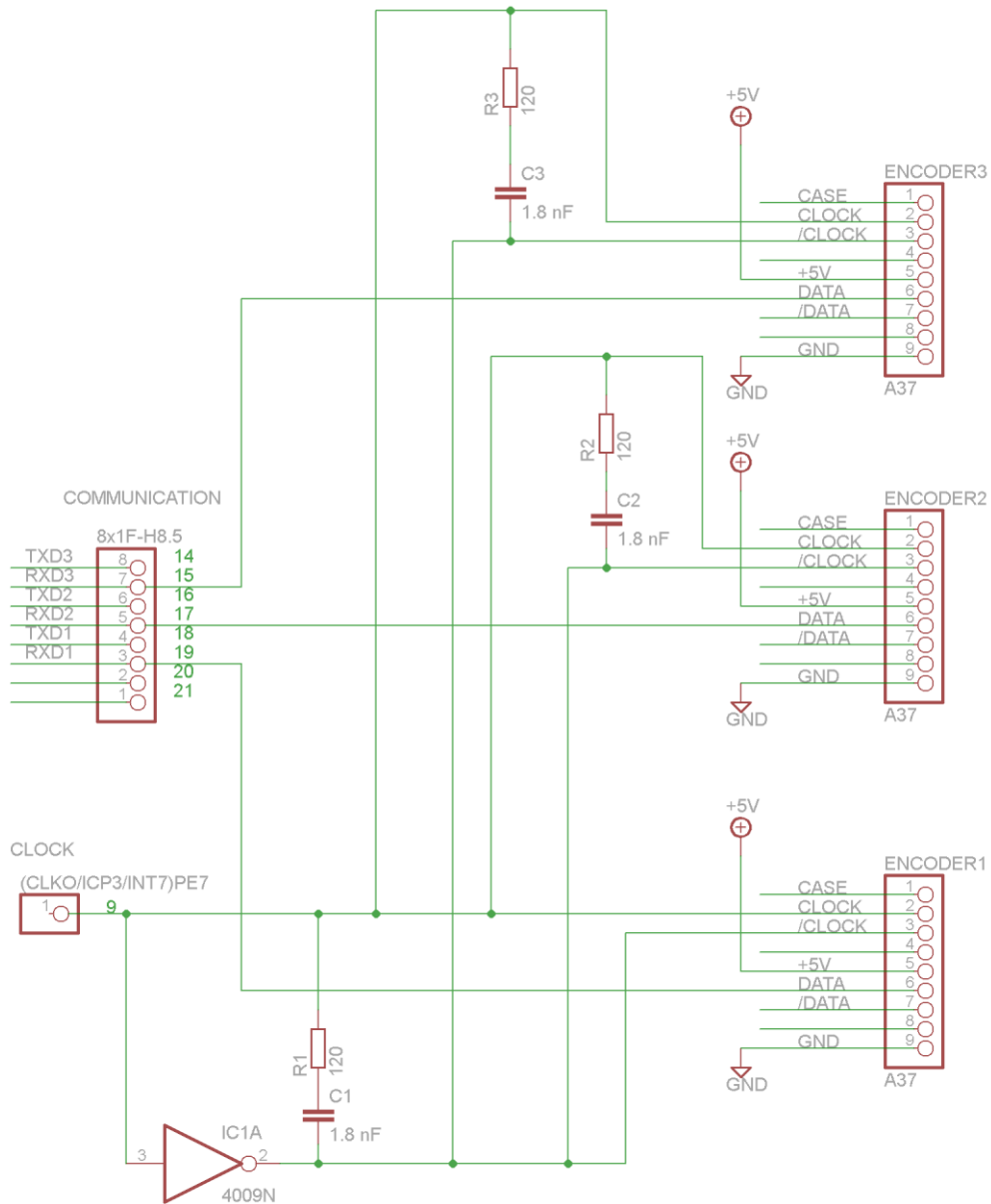


Figura 4.36 - Circuito de comunicación serial con encoders

#### 4.4.4 Circuito de retroalimentación de los actuadores lineales

En este caso, cada actuador lineal provee una señal de retroalimentación o feedback analógica proporcional a la posición del actuador. La señal analógica puede ser de 0.5 V a 4.5 V o de 4 a 20 mA. Para este caso se escogió la señal analógica de voltaje.

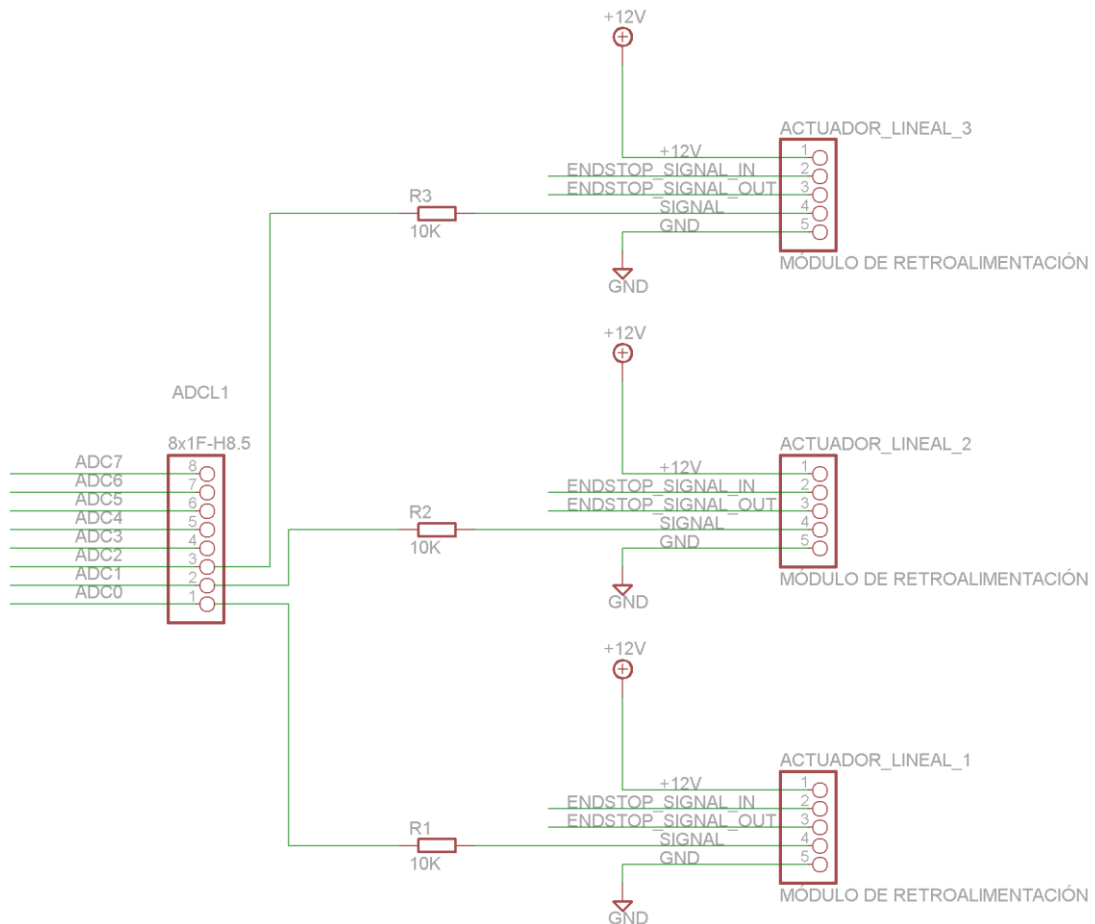


Figura 4.37 - Plano esquemático del circuito de feedback de los actuadores lineales

#### 4.4.5 Circuito de entradas y salidas digitales

Este circuito cuenta con dos pulsadores y tres leds indicadores:

- Botón de apagado: Indica el fin de la sesión. De no presionarse, al terminar una secuencia de movimiento el sistema vuelve a esperar la señal del Xbee para repetir la secuencia.
- Botón de secuencia: Indica el paso de una secuencia del programa a otra. Debe ser presionado cuando el usuario termina de colocarse el exoesqueleto para empezar a recibir datos del Xbee transmisor y en la secuencia de apagado, al terminar de quitarse el exoesqueleto el usuario antes de apagar el equipo.
- Indicador de encendido: Prendido desde que el equipo se enciende hasta que se inicia la secuencia de apagado
- Indicador de movimiento: Prendido durante la ejecución del movimiento

- Indicador de apagado: Prendido durante la secuencia de apagado hasta cortar el poder.
- Indicador de error: Prendido cuando se detecta un error

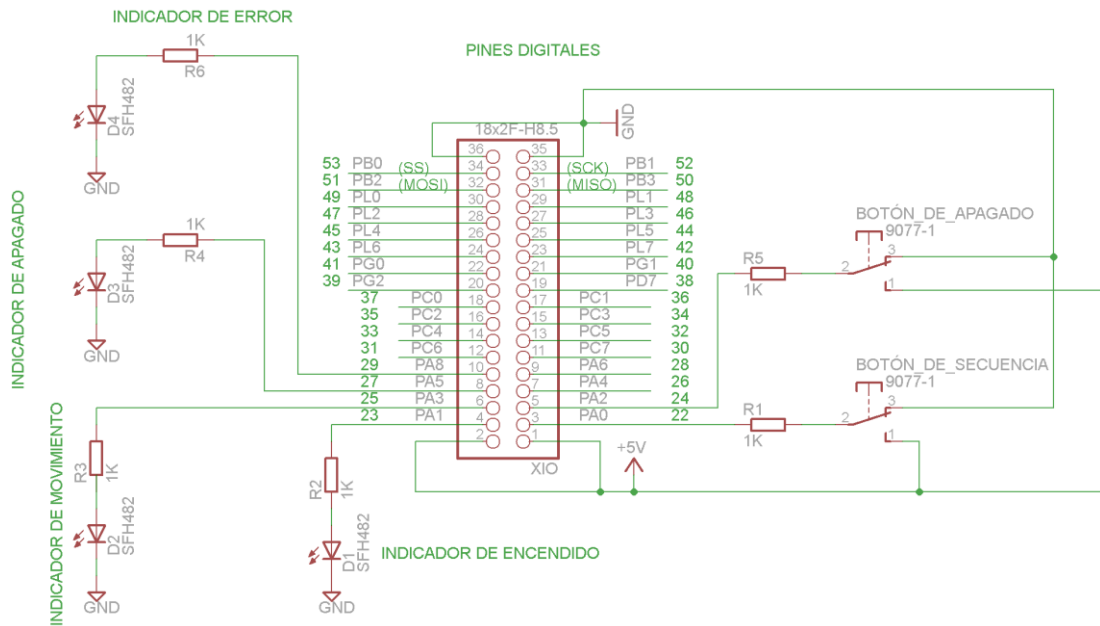


Figura 4.38 - Plano esquemático del circuito de entradas y salidas digitales

#### 4.4.6 Circuito de transmisión

El módulo Xbee Series 1 se conecta de la misma manera al Arduino Nano y al Arduino Mega. Se alimenta con el pin de 3.3 V con el que cuentan los controladores, otro pin a tierra y dos pines de comunicación serial (TX y RX). El Arduino Nano cuenta con estos pines; sin embargo, el controlador principal tiene sus tres puertos de comunicación serial conectados a los encoder. Esto puede solucionarse ya que alguna otra E/S digital puede configurarse para la comunicación.

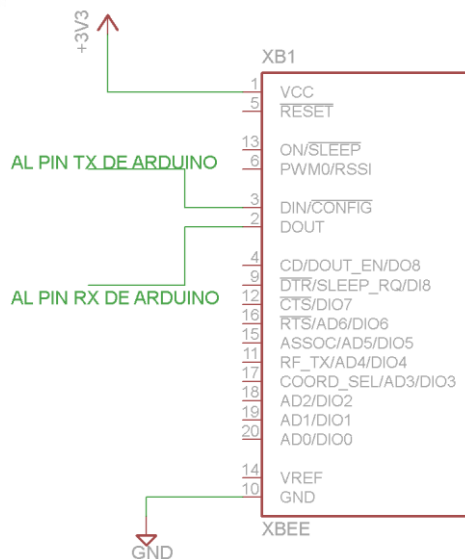


Figura 4.39 - Plano esquemático de las conexiones del Xbee S1

## 4.5 Diagrama de flujo del programa de control

### 4.5.1 Programa principal

El programa principal empieza verificando que las posiciones angulares leídas por los encoders se correspondan con la de los actuadores lineales. De no ser así, significa que existe un malfuncionamiento en algún sensor que debe corregirse hasta que la lectura de los sensores sea correcta para continuar con el uso; de lo contrario, el usuario deberá apagar el equipo. Si no se encuentra error, el programa continúa y mueve el exoesqueleto a una posición predeterminada donde sea fácil de colocar al paciente. Luego, se espera que se presione el botón de secuencia para pasar a la recepción de datos por Xbee. Cuando se envía la señal correcta, se inicia el movimiento predeterminado. Si el botón de apagado no es presionado al finalizar, se reinicia la recepción de datos para repetir la secuencia (ver figura 4.40).

### 4.5.2 Subprograma “Mover a posición”

Para moverse a una posición determinada son necesarios los datos de la posición actual (3 posiciones angulares) y la posición a la que se desea llegar. En base a la función  $T(\theta)$  se calcula la posición necesaria en el actuador lineal para llegar al ángulo  $\theta$  necesario para cada uno de los actuadores. Luego, se calculan los incrementos que se irán realizando para llegar a la posición final en 5 pasos y los voltajes que deberían ir a los actuadores en cada uno de ellos por medio de la función de posición lineal a voltaje  $F(L)$ . Esto se realiza para disminuir el pico de corriente que habría si se cambia el voltaje abruptamente entre dos posiciones extremas, ya que el sobreimpulso en corriente sería proporcional a la variación en voltaje si se considera esta como un escalón de tensión. Finalmente, luego de las iteraciones, el sistema debería haber llegado a la posición o de lo contrario habría un error (ver figura 4.41).

Del anexo G se tienen las ecuaciones que relacionan posiciones angulares con las de los actuadores lineales son las que representa la función  $T(\theta)$ . Estas son:

$$\begin{aligned} \text{Abducción:} \quad \theta_{abd} &= 78.5^\circ - \cos^{-1}\left(\frac{25277.29 - L^2}{24585.6}\right) \\ \rightarrow L_{abd} &= \sqrt{25277.29 - 24585.6 \cos(78.5^\circ - \theta_{abd})} = T(\theta_1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Flexión hombro:} \quad \theta_{flexH} &= 138.3^\circ - \cos^{-1}\left(\frac{26168.1 - L^2}{14801.1}\right) \\ \rightarrow L_{flexH} &= \sqrt{26168.1 - 14801.1 \cos(138.3^\circ - \theta_{flexH})} = T(\theta_2) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Flexión codo:} \quad \theta_{flex} &= 156.5^\circ - \cos^{-1}\left(\frac{37615.7 - L^2}{37405.5}\right) \\ \rightarrow L_{flex} &= \sqrt{37615.7 - 37405.5 \cos(156.5^\circ - \theta_{flex})} = T(\theta_3) \end{aligned}$$

### 4.5.3 Subprograma de trayectoria

Para ejecutar una trayectoria son necesarios los datos de las posiciones intermedias de esta. Se ejecuta el subprograma “Mover a posición” desde la posición inicial y pasando por todas las posiciones intermedias hasta llegar a la final (ver figura 4.42).

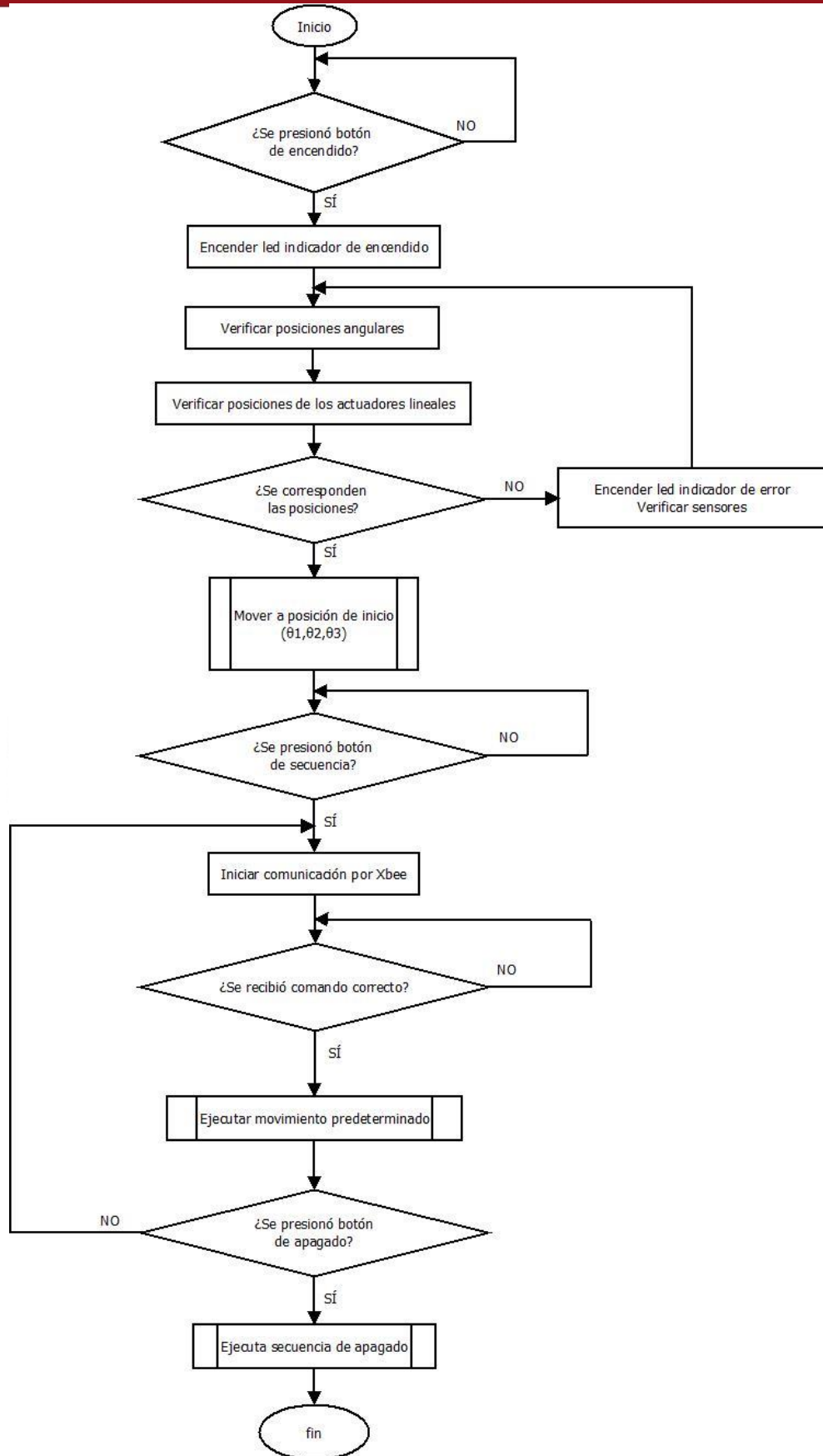


Figura 4.40 - Diagrama de flujo del programa principal

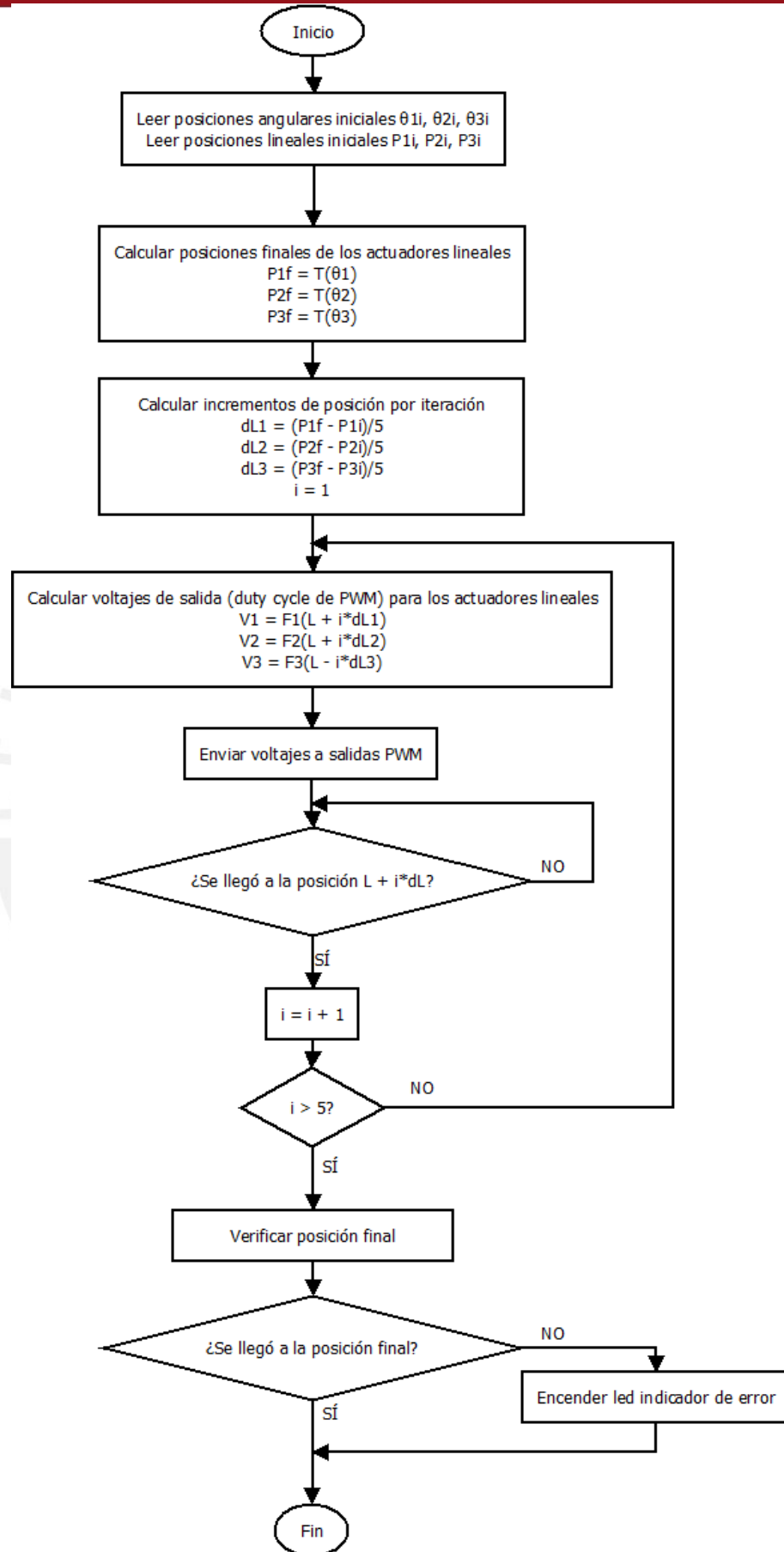


Figura 4.41 - Diagrama de flujo del subprograma para mover a una determinada posición

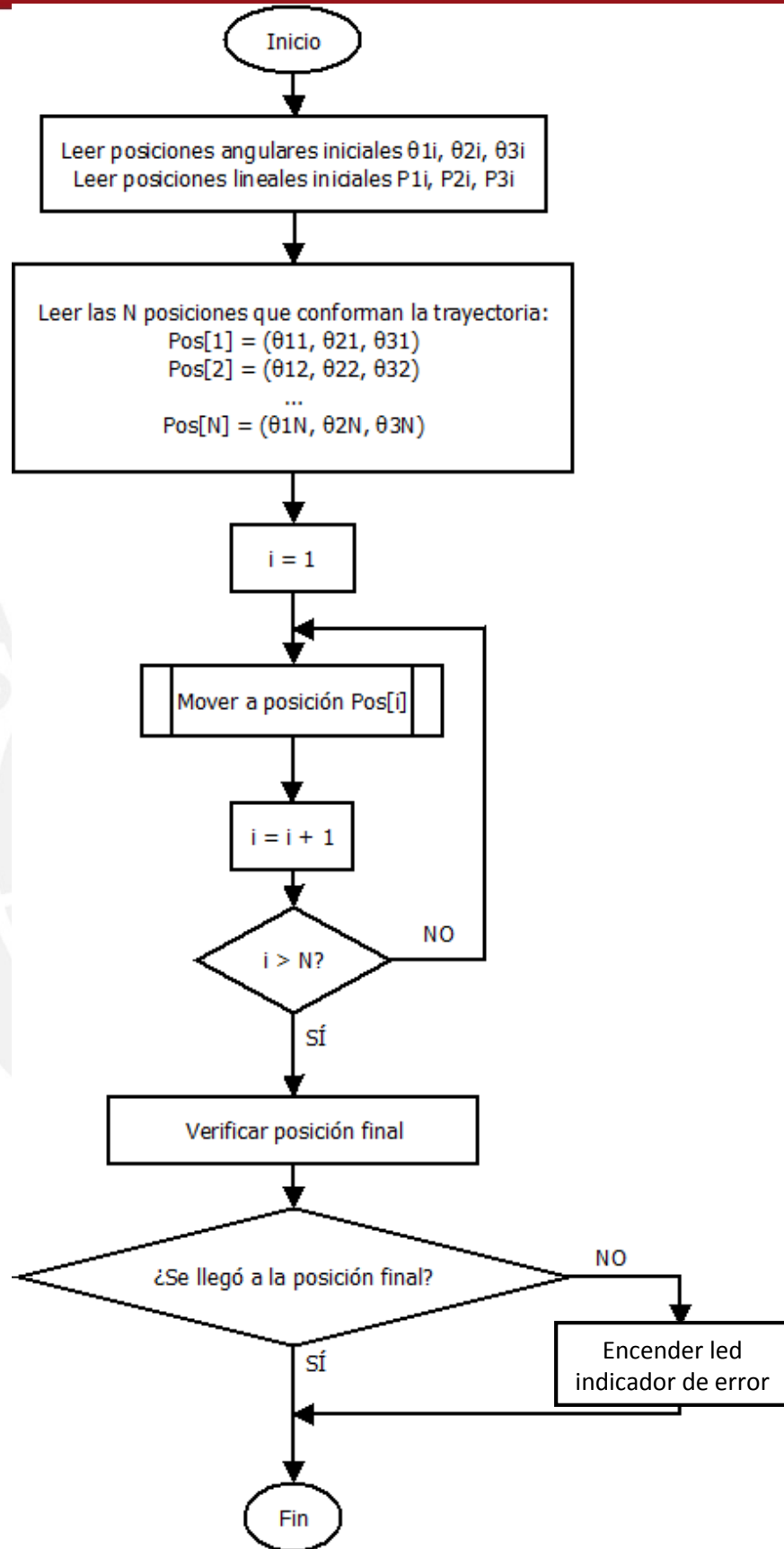


Figura 4.42 - Diagrama de flujo del subprograma de generación de trayectoria



#### 4.6 Funcionamiento cinemático

Las flechas en las figuras indican el movimiento que los cables hacen en cada tipo de movimiento.

##### 4.6.1 Flexión del codo

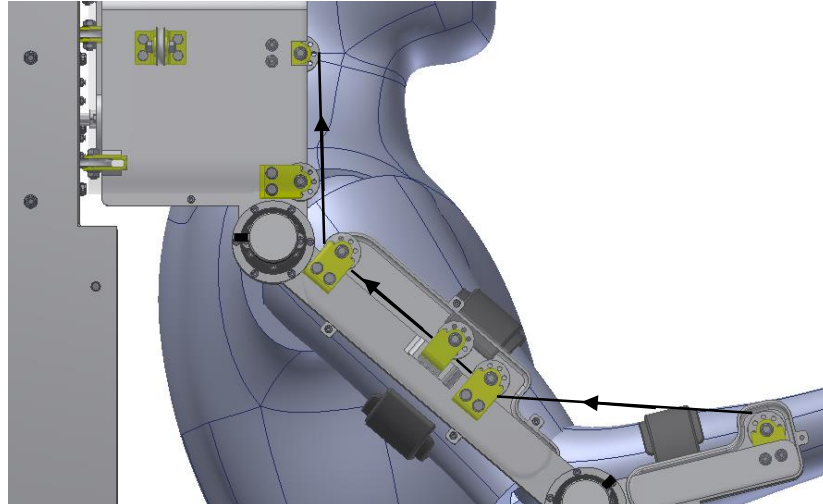


Figura 4.43 – Movimiento del cable para la flexión del codo (vista de perfil)

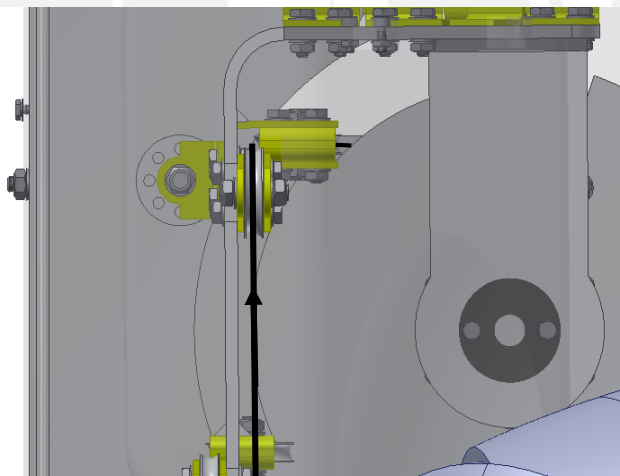


Figura 4.44 – Movimiento del cable para la flexión del codo (vista frontal)

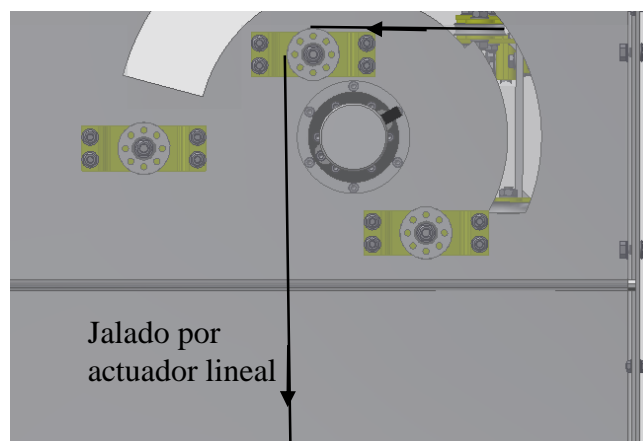


Figura 4.45 – Movimiento del cable para la flexión del codo (vista trasera)

#### 4.6.2 Flexión del hombro

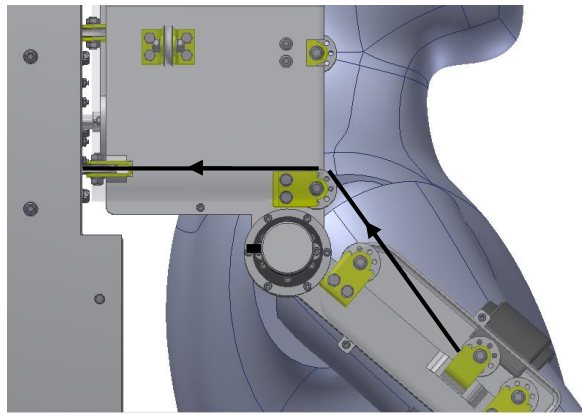


Figura 4.46 – Movimiento del cable para la flexión del hombro (vista de perfil)

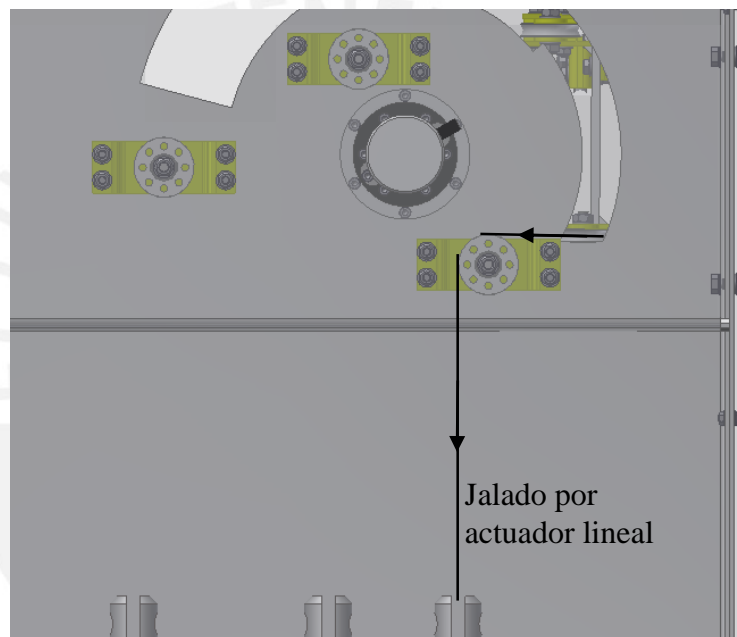


Figura 4.47 – Movimiento del cable para la flexión del hombro (vista trasera)

#### 4.6.3 Abducción del hombro

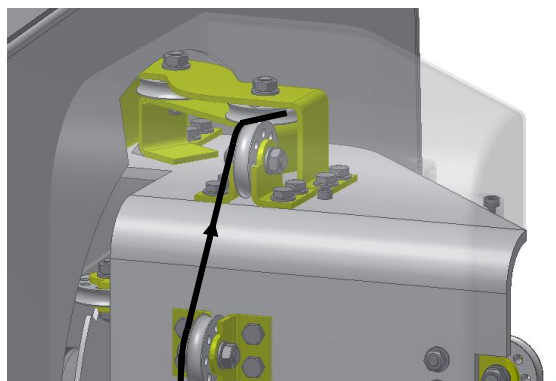


Figura 4.48 – Movimiento del cable para la abducción del hombro (vista isométrica-derecha)

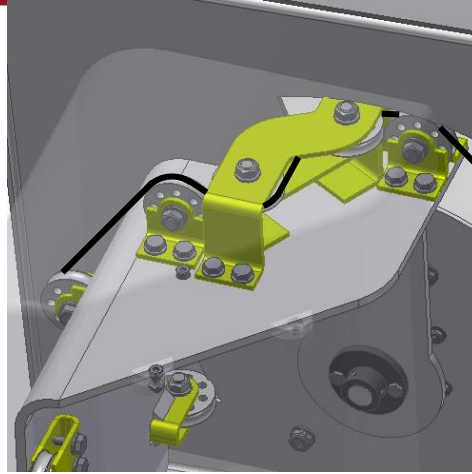


Figura 4.49 – Movimiento del cable para la abducción del hombro (vista isométrica-superior)

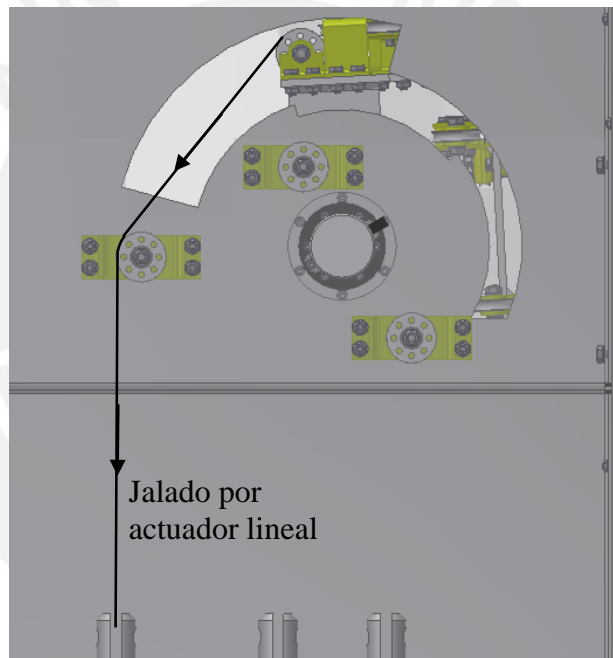


Figura 4.50 – Movimiento del cable para la abducción del hombro (vista trasera)

# Capítulo 5

## Presupuesto

### 5.1 Componentes mecánicos

Tabla 5.1 - Presupuesto de los componentes mecánicos

Componente	Cantidad	P. unitario	P. total
Brida de rodamiento	3	30.00	90.00
Tapa de brida	3	30.00	90.00
Brida del eje de junta	3	25.00	75.00
Eje de junta	3	20.00	60.00
Eje de polea	16	10.00	160.00
Soporte de polea lateral	7	100.00	700.00
Soporte de polea doble	1	120.00	120.00
Soporte de polea simple	6	100.00	600.00
Asiento de polea doble	1	80.00	80.00
Placa soporte	2	20.00	40.00
Hombro	1	180.00	180.00
Acoplamiento de hombro	1	50.00	50.00
Brazo	1	80.00	80.00
Antebrazo	1	120.00	120.00
Soporte de polea vertical	3	60.00	180.00
Tapa frontal	1	500.00 (precio total por las piezas)	500.00 (precio total por las piezas)
Cubierta trasera	1		
Cubierta lateral	2		
Plancha soporte	1		
Soporte de actuadores	2		
ARANDELA PLANA DIN 125 - A 3.2	34	0.60	20.40
ARANDELA PLANA DIN 125 - A 4.3	78	0.60	46.80
ARANDELA PLANA DIN 125 - A 5.3	46	0.70	32.20
PERNO SOCKET ALLEN DIN 912 - M3 x 10	6	0.60	3.60
PERNO SOCKET ALLEN DIN 912 - M3 x 12	13	0.60	7.80
PERNO SOCKET ALLEN DIN 912 - M3 x 8	20	0.60	12.00
PRISIONERO ALLEN DIN 916 - M3 x 4	9	0.60	5.40
PERNO HEXAGONAL DIN 933 - M3 x 12	6	0.70	4.20
PERNO HEXAGONAL DIN 933 - M4 x 10	18	0.70	12.60
PERNO HEXAGONAL DIN 933 - M4 x 12	12	0.70	8.40
PERNO HEXAGONAL DIN 933 - M4 x 20	12	0.70	8.40
PERNO HEXAGONAL M5 x 14	4	0.80	3.20
TUERCA HEXAGONAL DIN 934 - M3	45	0.60	27.00
TUERCA HEXAGONAL DIN 934 - M4	40	0.60	24.00
TUERCA HEXAGONAL DIN 934 - M5	42	0.60	25.20

PIN DE EXPANSIÓN CLEVIS 0.375 x 1.25	3	0.90	2.70
PLANCHA DE ACERO 2mm	1	666.00	666.00
BARRA CUADRADA DE ACERO 3/4 " x 1.3m	1	104.00	104.00
PLANCHA DE ALUMINIO 2024 -T3 4mm	1	740.49	740.49
PLANCHA DE ALUMINIO 2 mm	1	74.00	74.00
RODAMIENTOS SKF 6200 2Z	3	8.47	25.41
RODAMIENTOS SKF 619/5-2Z	16	11.86	189.76
Piezas de impresión 3D	1	510.00	510.00
Conjunto de cables y poleas	1	416.90	416.90
Total (S/.)			5585.46

## 5.2 Componentes electrónicos

Tabla 5.2 - Presupuesto de componentes electrónicos importados

Componente	Cantidad	P. unitario (\$)	P. total (\$)
Condensador 1.8 nF	3	0.36	1.08
Condensador 4.7 uF	3	0.44	1.32
Botón de emergencia	1	2.93	2.93
Botones (pulsadores)	2	2.93	5.86
Schimtt trigger HEF4093B	3	0.46	1.38
Diodo Schottky 1N5817	3	0.39	1.17
Leds indicadores	4	1.04	4.16
Xbee Series 1	2	22.01	44.02
Mosfet de potencia IRF740	3	1.24	3.72
Optoacoplador 4N27	3	0.60	1.80
Subtotal			67.44
Envío			100.00
Total \$			167.44
Total S/.			488.37

Tabla 5.3 - Presupuesto de los componentes electrónicos en soles

Componente	Cantidad	P. unitario (S/.)	P. total (S/.)
Encoder	3	858.97	2576.91
Actuador lineal	3	888.59	2665.77
Emotiv EPOC	1	1184.79	1184.79
Fuente 3 12V 10V	1	470.00	470.00
Arduino Mega 2560	1	175.00	175.00
Arduino Nano	1	23.16	23.16
Resistencias 10K	3	0.10	0.30
Resistencias 1K	15	0.10	1.50
Resistencias 120	3	0.10	0.30
Total (S/.)			7097.74

El costo total de los componentes mecánicos y electrónicos sería de S/. 13171.64.

# Capítulo 6

## Conclusiones

- Es posible, con el uso de una interfaz cerebro-computadora no invasiva, identificar con alta fiabilidad un único pensamiento consciente como el de mover el brazo y accionar un mecanismo por medio de la transformación y transmisión de la señal.
- Se pudo lograr el diseño con tres grados de libertad rotacionales con restricciones en sus rangos, lo cual es suficiente para emular un número aceptable de actividades de la vida diaria.
- El costo total del prototipo (algo más de S/. 13 000) hace que se sitúe en un punto medio entre los equipos más simples (con un solo grado de libertad en el codo, como el Titan Arm) y los que poseen mayor número de funciones y grados de libertad (como el Armin). Por lo tanto, es posible afirmar que el costo alcanzado en el diseño del equipo sí se corresponde con sus capacidades.
- El diseño mecánico basado en poleas y cables presenta grandes ventajas en cuanto a la posibilidad de transmisión de movimiento a distancias que por otro medio (como los engranajes) elevaría el peso y volumen del mecanismo. Prueba de esto es que la parte móvil pesa solamente 1.845 kg. La desventaja es que el control se vuelve complicado al solo poder manejar el movimiento cuando los cables están en tensión.
- La variabilidad de pesos y tallas entre usuarios es un gran obstáculo en el diseño de equipos de uso sobre el cuerpo, como los exoesqueletos. Es posible alcanzar un diseño que se adapte al mayor porcentaje de personas del público objetivo, pero conforme más adaptativo y versátil sea el equipo, más aumenta su costo debido a los mecanismos adicionales que requiere.
- A pesar de ser compacto el diseño y muy bajas las cargas (solo soporta el peso del exoesqueleto y del brazo del usuario), la fuerza necesaria para el movimiento se incrementa considerablemente debido a que los brazos de palanca para los torques que impulsan el giro de los acoplamientos son de dimensiones pequeñas, lo cual es consecuencia de que las poleas fueron colocadas muy cerca a los acoplamientos. Para contrarrestar esto, se podría tener un brazo de palanca mayor y menores sollicitaciones de fuerza si se colocan poleas más alejadas de los acoplamientos, al costo de aumentar el volumen de las carcasas que los contienen y que los cables de transmisión, soportes y las mismas poleas estén más expuestos al usuario.

# Bibliografía

- [1] CNN Money  
2014 "World getting super-aged at scary speed". Consulta: 4 de setiembre de 2014.  
<<http://money.cnn.com/2014/08/21/news/economy/aging-countries-moodys>>
- [2] INEI  
2001 "Perú: Estimaciones y Proyecciones de Población, 1950-2050". *Boletín de Análisis Demográfico* No. 35, Lima: Instituto Nacional de Estadística e Informática.
- [3] CASTAÑEDA-GUARDERAS, Ana y otros  
2011 "REGISTRO DE PACIENTES CON ACCIDENTE CEREBRO VASCULAR EN UN HOSPITAL PÚBLICO DEL PERÚ, 2000-2009." *REVISTA PERUANA DE MEDICINA EXPERIMENTAL Y SALUD PÚBLICA*. Lima, volumen 28, número 4, pp. 623-627.
- [4] DAVALOS Long F. y Germán MÁLAGA  
2014 "EL ACCIDENTE CEREBROVASCULAR EN PERÚ: UNA ENFERMEDAD PREVALENTE, OLVIDADA Y DESATENDIDA". *REVISTA PERUANA DE MEDICINA EXPERIMENTAL Y SALUD PÚBLICA*. Lima, volumen 31, número 2, pp. 393-401.
- [5] TURCHETTI, Giuseppe y otros  
2014 "Why effectiveness of robot-mediated neuro-rehabilitation does not necessarily influence its adoption?" *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. Volumen 7, pp. 143-153.
- [6] WREX  
2012 "WREX: Wilmington Robotic Exoskeleton Arm". Consulta: 11 de setiembre de 2014.  
<<http://jaecoorthopedic.com/products/products/WREX%3A-Wilmington-Robotic-EXoskeleton-Arm.html#>>
- [7] POPULAR SCIENCE  
2014 "Titan Arm". Consulta: 8 de setiembre de 2014.  
<<http://www.popsci.com/article/technology/invention-awards-2014-powerful-portable-and-affordable-robotic-exoskeleton>>
- [8] HOCOMA  
2013 "ARMEO@POWER". Consulta: 9 de setiembre de 2014.  
<[http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Armeo/TECH\\_AP\\_111129\\_en.pdf](http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Armeo/TECH_AP_111129_en.pdf)>
- [9] NEF Tobias, MIHELJ Matjaz y otros  
2007 ARMin Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients". *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 68-74.
- [10] MYOMO *my own motion*  
2013 "MyoPro". Consulta: 10 de setiembre de 2014  
<<http://www.myopro.com/orthotists-and-prosthetists-product-details.php>>

- [11] Jin HU, Zeng-Guang HOU, Yi-Xiong CHEN, Nikola KASABOV y Nathan SCOTT  
2014 "EEG-Based Classification of Upper-Limb ADL Using SNN for Active Robotic Rehabilitation". *IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 409-414.
- [12] XIAO, Zhen Gang ; ELNADY, Ahmed M. ; WEBB, Jacob ; MENON, Carlo.  
2014 "Towards a Brain Computer Interface Driven Exoskeleton for Upper Extremity Rehabilitation". *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. Sao Paulo.
- [13] BRACKBILL Elizabeth A., MAO Ying y otros  
2009 "Dynamics and Control of a 4-dof Wearable Cable-driven Upper Arm Exoskeleton". *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2300-5.
- [14] WIKIPEDIA  
2014 "Comparison of consumer brain-computer interfaces".  
Consulta: 22 de septiembre de 2014.  
<[http://en.wikipedia.org/wiki/Comparison\\_of\\_consumer\\_brain-computer\\_interfaces](http://en.wikipedia.org/wiki/Comparison_of_consumer_brain-computer_interfaces)>
- [15] W. WANG, J. L. COLLINGER, M. A. PEREZ, E. C. TYLER-KABARA, L. G. COHEN, N. BIRBAUMER, S. W. BROSE, A. B. SCHWARTZ, M. L. BONINGER, and D. J. WEBER  
2010 "Neural interface technology for rehabilitation: exploiting and promoting neuroplasticity." *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, vol. 21, no. 1, pp. 157–78.
- [16] S. H. JOHNSON, G. SPREHN, and A. J. SAYKIN  
2002 "Intact motor imagery in chronic upper limb hemiplegics: evidence for activity-independent action representations", *Journal of Cognitive Neuroscience*, 14(6), pp. 841–852.
- [17] K. K. ANG, C. GUAN y otros  
2011 "A large clinical study on the ability of stroke patients to use EEG-based motor imagery brain-computer interface", *Clinical EEG and Neuroscience*, 42(4), pp. 253–258.
- [18] EMOTIV  
2014 *Emotiv Software Development Kit User Manual for Release 1.0.0.5*.
- [19] PERRY, Joel C. y ROSEN, Jacob  
2006 "Design of a 7 Degree-of-Freedom Upper-Limb Powered Exoskeleton". *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob 2006*, pp. 805 – 810.
- [20] INSTITUTO NACIONAL DE SALUD  
2007 Encuesta Nacional de Indicadores Nutricionales, Bioquímicos, Socioeconómicos y Culturales relacionados con las Enfermedades Crónicas Degenerativas 2007. Boletín del INS, año 3, N°22.
- [21] FRIEVALDS, Andris  
2004 *Biomechanics of the Upper Limbs: mechanics, modeling, and musculoskeletal injuries*. New York: CRC Press, pp. 16-17.
- [22] INSTITUTO DE INVESTIGACIÓN TECNOLÓGICA INDUSTRIAL Y DE NORMAS TÉCNICAS (PERÚ)  
1987 *Manual antropométrico del hombre peruano para el diseño industrial / Santiago Barbuy G., Jorge Reynoso M., Melitón Arce*. Vol. 2. Lima: ITINTEC.



- [23] MAKEITFROM  
2009 "2024 T3 Aluminum material properties"  
Consulta: 6 de octubre de 2014.  
<<http://www.makeitfrom.com/material-properties/2024-T3-Aluminum/>>

