



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**Diseño conceptual y de  
detalle de configuración de  
tobillo para un exoesqueleto**

**TESIS**

Que para obtener el título de  
**Ingeniero Mecatrónico**

**P R E S E N T A (N)**

Gerardo Hernández Liñán

**DIRECTOR(A) DE TESIS**

MI Serafín Castañeda Cedeño



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2017



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**

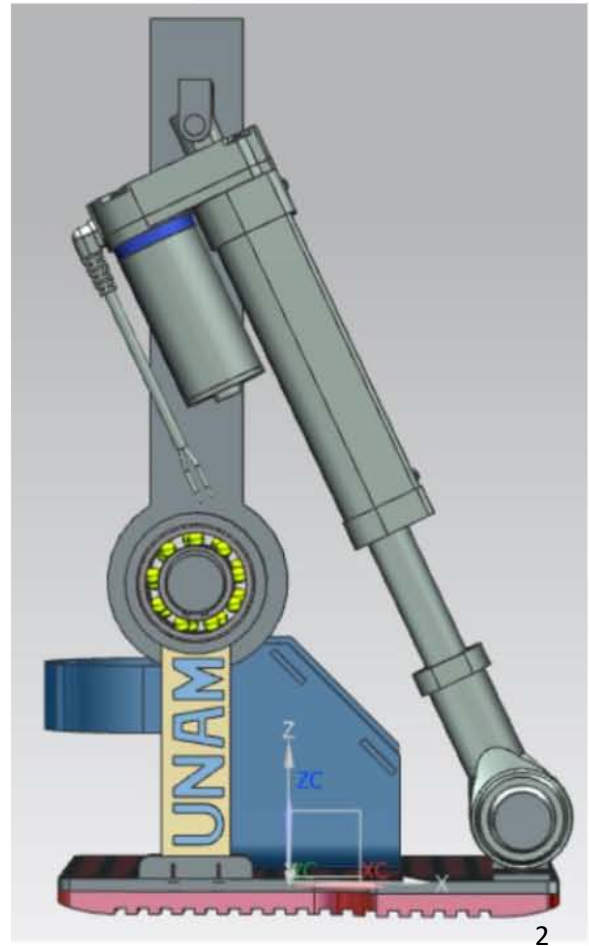
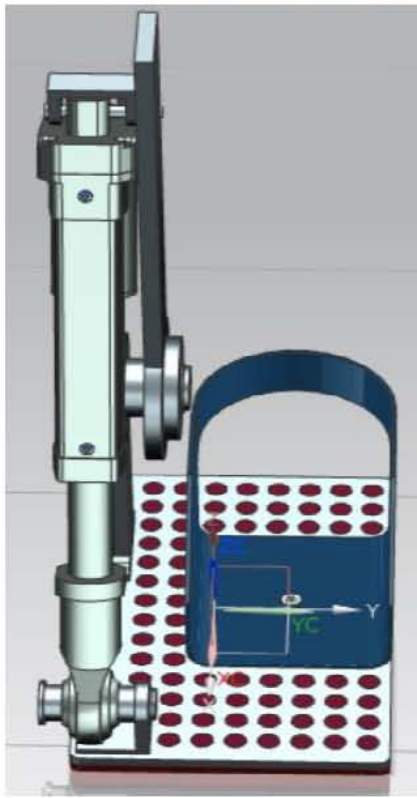
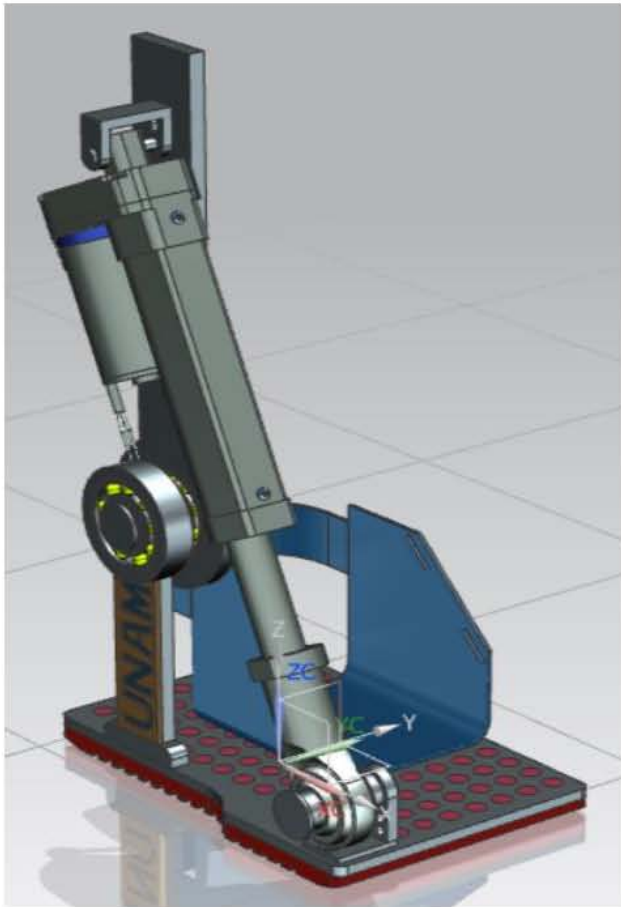


**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



# AGRADECIMIENTOS

---

A Dios, por permitirme llegar a este punto y haberme dado salud para lograr mis objetivos, además de su infinita bondad y amor.

A mis padres, Micaela Liñán y Arturo Hernández, por ser el pilar fundamental de todo lo que soy, por su amor incondicional, sus esfuerzos, sacrificios y tiempo invertidos en mí que han rendido frutos en culminación de una etapa más en mi vida, por ser un ejemplo de superación, perseverancia y éxito para mí, todos mis logros han sido posibles gracias a ellos.

A mi hermana y mis hermanos, Maura, Arturo y Gustavo por estar conmigo siempre, por su apoyo y consejos, por las charlas y por sus palabras de aliento en momentos difíciles, los quiero.

A Evelyn Bazán, por las experiencias vividas a su lado, los lugares visitados, por su sinceridad, por expresarme siempre su punto de vista, aunque este sea diferente al mío, esto me permite ver un panorama más amplio de cada situación, por su compañía y apoyo durante la conclusión de este proyecto.

A mis sobrinos, por que pueda ser para ellos un buen ejemplo, que los motive a llegar más lejos.

A mi alma máter, la Universidad Nacional Autónoma de México, por inculcar en mí valores profesionalismo, es un orgullo pertenecer a la mejor Universidad de Latinoamérica.

A mi asesor MI Serafín, por su paciencia y tiempo dedicado a la revisión y asesoría de este trabajo de tesis.

# ÍNDICE

---

<b>OBJETIVO</b>	<b>6</b>
<b>I-ANTECEDENTES</b>	<b>7</b>
EXOESQUELETOS	7
LESIÓN DE LA MÉDULA ESPINAL	12
TRAYECTORIA Y RANGO DE MOVIMIENTO DEL PIE	15
ASCENSO DE ESCALERAS	19
CONFIGURACIÓN DEL TOBILLO	22
<b>II-DISEÑO CONCEPTUAL</b>	<b>24</b>
REQUERIMIENTOS	25
FUNCIONES	26
DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN DE CALIDAD	28
ESPECIFICACIONES	28
GENERACIÓN DE ALTERNATIVAS	29
EVALUACIÓN DE LAS ALTERNATIVAS	32
<b>III-DISEÑO DE DETALLE</b>	<b>34</b>
SELECCIÓN DEL MATERIAL	38
DISEÑO DEL EJE	50
SELECCIÓN DEL RODAMIENTO	56
ELEMENTOS ADICIONALES.	58
<b>IV-RESULTADOS</b>	<b>60</b>
<b>V-CONCLUSIONES</b>	<b>69</b>
<b>ANEXO 1</b>	<b>72</b>
<b>ANEXO 2</b>	<b>73</b>

**ANEXO 3** **78**

---

**REFERENCIAS** **79**

---

# OBJETIVO

---

Se llevará a cabo el diseño conceptual y de detalle de la configuración del tobillo para un exoesqueleto, el cuál será usado para dar movilidad a personas con paraplejia en actividades cotidianas como caminar y, subir y bajar escaleras. Se realizará el estado del arte de exoesqueletos, se revisarán los aspectos físicos y mecánicos que se manifiestan durante la marcha humana, con el fin de obtener características que deben ser consideradas en el diseño. Apoyados en un método de diseño se relacionarán los requerimientos y funciones de nuestra configuración, para con ello plantear alternativas de solución, las cuales serán evaluadas para elegir la más adecuada.

Una vez obtenido el diseño conceptual, se seleccionará el material que mejor convenga para la configuración, se establecerá el o los actuadores que serán utilizados. Se diseñarán los elementos que conformarán el dispositivo, siguiendo las medidas establecidas en una carta antropométrica, se buscará que el dispositivo sea cómodo y seguro para el usuario. Dichos elementos se someterán a un Análisis de Elemento Finito en el cual se podrán obtener los esfuerzos y deformaciones a los que estarán sometidos y se obtendrán los factores de seguridad de los mismos. Una vez obtenido el diseño de detalle se harán los planos para su manufactura.

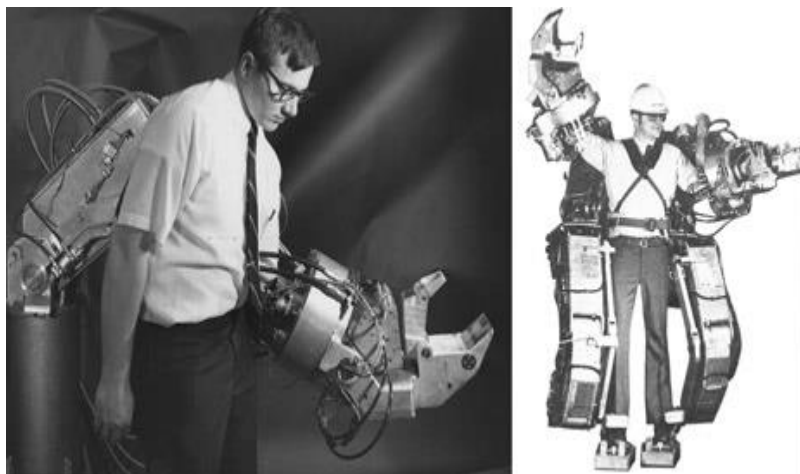
# I-ANTECEDENTES

---

## Exoesqueletos

La palabra exoesqueleto proviene del griego έξω- que significa fuera y de σκελετός que significa desecado. El diccionario de Cambridge define a un exoesqueleto como una capa dura externa que cubre y protege el cuerpo de algunos animales tales como los insectos. En Ingeniería, se ha adoptado el término exoesqueleto para nombrar a un dispositivo mecánico activo de naturaleza antropomorfa esencialmente, capaz de trabajar en conjunto con los movimientos de un operador, el dispositivo se ajusta estrechamente al cuerpo del mismo. Dicho dispositivo puede ser utilizado para asistir al usuario, es decir aumentar el rendimiento ante alguna actividad, como levantar objetos pesados, sin embargo, algunos estudios han concentrado la atención en desarrollar exoesqueletos para asistir a personas con problemas motrices.

A finales de 1960 la compañía General Electric Research en cooperación con los investigadores de la Universidad de Cornell y de la Oficina Naval de Investigación de los Estados Unidos de América, construyeron el prototipo de un exoesqueleto de cuerpo completo, el prototipo es conocido como HARDIMAN (Human Augmentation Research and



**Figura 1. Exoesqueleto Hardiman**  
**Fuente: [generalelectric.tumblr.com](http://generalelectric.tumblr.com)**



Development Investigation, Figura 1). El exoesqueleto HARDIMAN poseía 30 grados de libertad y alcanzaba un peso de 680 kilogramos, además era actuado hidráulicamente. Este dispositivo fue orientado para la amplificación de fuerza de aproximadamente 25:1. El objetivo propuesto sobre la amplificación de fuerza no se alcanzó. [1]

La atención hacia este tipo de dispositivos se incrementó a tal grado que la Agencia de Proyectos de Investigación Avanzados de Defensa (DARPA) creó un programa llamado Exoesqueletos para el Aumento del Rendimiento Humano (EHPA), el verdadero objetivo de este programa era “incrementar las capacidades de los soldados más allá de las de un humano”, particularmente aumentar el rendimiento de los soldados durante el transporte de carga, incrementando el peso de la carga y reduciendo la fatiga sobre el soldado. Este programa comenzó en el año del 2001, lo que condujo al desarrollo de algunos prototipos, entre los cuales tres serán descritos a continuación.

Uno de los exoesqueletos más conocidos es el BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton, fig. 2), el cual se caracteriza por su autonomía energética, gracias a que lleva consigo la fuente de poder. Este dispositivo posee 3 grados de libertad en la cadera, 1 en la rodilla y 3 en el tobillo; de las cuales 4 son actuadas: el movimiento de flexión/extensión de la cadera, rodilla y tobillo y el movimiento de abducción/aducción de la cadera. Mientras que las articulaciones que no son actuadas son: el movimiento de inversión/eversión del tobillo, la articulación que permite la rotación de la cadera y la articulación del tobillo que permite la rotación del mismo. El diseño del BLEEX se desarrolló considerando las condiciones de una persona de 75 [kg]. Los actuadores son de tipo eléctricos e hidráulicos. [2]

El segundo exoesqueleto que se llevó a cabo bajo el mismo programa EHPA, fue el desarrollado por la Corporación de Investigación SARCOS llamado Robot Equipable Energéticamente Autónomo (WEAR, Figura 3), este exoesqueleto también contaba con actuadores hidráulicos, sin embargo, éstos actuadores no eran lineales sino rotatorios y estaban colocados directamente en las articulaciones actuadas. El exoesqueleto es capaz de soportar una carga de 84 [kg]; estando apoyado en un solo pie, el usuario podía cargar a

una persona en su espalda; con una carga de 64 [kg] sobre su espalda y 23 [kg] sobre sus brazos el usuario alcanzaba una velocidad de hasta 1.6 [m/s] durante la marcha; logrando además caminar a través de lodo de hasta 23 [cm], así como arrodillarse y ponerse en cuclillas. [3]

El tercer exoesqueleto desarrollado con el apoyo de la DARPA es el exoesqueleto del Instituto de Tecnología de Massachusetts (MIT, Figura. 4), este dispositivo tiene la característica de ser cuasi-pasivo, esto quiere decir, que se aprovecha la dinámica pasiva de



**Figura 2. Exoesqueleto BLEEX** Fuente: [bleex.me.berkeley.edu](http://bleex.me.berkeley.edu)



**Figura 4. Exoesqueleto de MIT** Fuente: [technologyreview.com](http://technologyreview.com)



**Figura 3. Exoesqueleto WEAR** Fuente: [army-technology.com](http://army-technology.com)

la marcha humana, dando como resultado un exoesqueleto más ligero y eficiente. Este diseño cuasi-pasivo no utiliza actuadores para aumentar la fuerza en las articulaciones, en su lugar el dispositivo se basa en la liberación controlada de energía almacenada en los muelles (o resortes) durante las fases de la marcha, por lo tanto, los elementos cuasi-pasivos del exoesqueleto son resortes, muelles y amortiguadores, y fueron escogidos con base en los análisis hechos sobre la cinética y cinemática de la marcha humana. Por ejemplo, la cadera de este diseño cuenta con un resorte de carga para el movimiento de flexión/extensión que almacena la energía durante la extensión y la libera durante la flexión. La rodilla de este exoesqueleto consiste en un amortiguador magneto-reológico variable (éste dispositivo se caracteriza por poder variar o modificar el valor de la viscosidad del amortiguador) usado para el movimiento de flexión/extensión que se controla para disipar los niveles de energía que se producen durante la marcha. Para el tobillo, cuenta con resortes separados para la dorsiflexión y plantiflexión con el fin de almacenar y liberar la energía durante estos dos movimientos. Con esta configuración el exoesqueleto es capaz de cargar hasta 36 [kg] y caminar a una velocidad de 1[m/s]. [4]

No obstante, no sólo en Estados Unidos se han desarrollado este tipo de tecnología, en la Universidad de Tsukuba en Japón, se desarrolló un exoesqueleto denominado Miembro Híbrido Asistido (de sus siglas en inglés HAL, Figura 4), a diferencia de los anteriores este exoesqueleto no fue diseñado con fines militares. Este exoesqueleto aumenta la fuerza en las articulaciones como la cadera, la rodilla y el tobillo. El peso total del HAL es de 21 kg y logra soportar una carga en los brazos de hasta 40 kg, además incrementa la capacidad del usuario de soportar carga en las piernas de hasta 180kg. [7]

El Instituto Kanagawa de Tecnología en Japón desarrolló un exoesqueleto con el propósito de ayudar a los(as) enfermeros(as) a transportar a pacientes (Figura 5). Los componentes de los miembros inferiores de este exoesqueleto constan de actuadores neumáticos, los cuales a su vez funcionan a partir de pequeñas bombas de aire, permitiendo así, que sea totalmente portátil. Este diseño se destaca por no tener algún componente

mecánico al frente, permitiendo al enfermero(a) tener un contacto directo con el paciente que está cargando, esto da comodidad y seguridad al paciente. [8]



**Figura 4. Exoesqueleto HAL**  
**Fuente: [cyberdine.jp/english](http://cyberdine.jp/english)**



**Figura 5. Exoesqueleto Kanagawa**  
**Fuente: [spectrum.ieee.org/medical-](http://spectrum.ieee.org/medical-)**

Por otro lado, en la Universidad de Berkeley, California fue desarrollado un exoesqueleto llamado EKSO; enfocado para individuos con niveles de parálisis de miembros inferiores, es capaz de realizar los movimientos de las piernas tal como un individuo normal, balanceando los miembros superiores y manteniendo la posición correcta de los miembros inferiores, el usuario debe aportar solo una parte del equilibrio y soporte con un par de muletas, lo que lo ha convertido como una herramienta para rehabilitación y actualmente está siendo comercializado (Figura 6). [5]

Denominada como la órtesis actuada Vanderbilt, este dispositivo cuenta en cada articulación con un motor unido a un reductor de 24:1, con la cual puede proveer hasta 12[N•m] de torque continuo, mientras que en una corta duración el torque que puede alcanzar es de 40 [N•m]. En las articulaciones de las rodillas este sistema cuenta con unos seguros eléctricos en caso de presentarse una falla de energía, estos seguros son solenoides que se accionan ante la falta de energía. Además de esta función estos seguros se mantienen accionados durante la fase de soporte y se liberan durante la fase de balanceo

de la marcha, así como al sentarse o levantarse el operador. El rango de movimiento para la articulación de la cadera son 105° de flexión y 30° de extensión. Para la rodilla tiene 105° de flexión y 10° de hiperextensión. El peso total de la órtesis actuada Vanderbilt es de 12 [kg] (Figura 7). [6]



**Figura 6. Exoesqueleto EKSO**  
Fuente: [eksobionics.com](http://eksobionics.com)

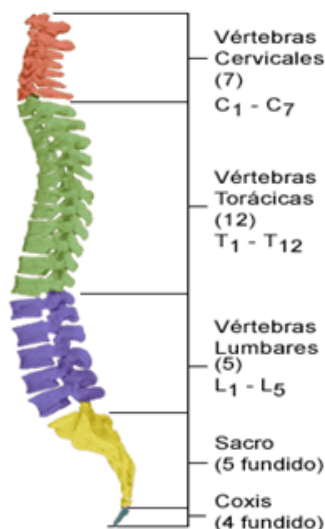


**Figura 7. Ortesis actuada Vanderbilt**  
Fuente: [vanderbilt.edu/exoskeleton](http://vanderbilt.edu/exoskeleton)

## Lesión de la médula espinal

La médula espinal es la conexión principal entre el cerebro y el resto del cuerpo, se encarga de recoger la información de los brazos, las piernas, el pecho y la espalda y la envía al cerebro, esto nos permite llevar a cabo movimiento con las extremidades mencionadas y sentir a través de ellas. Así mismo, la médula espinal le permite al cerebro enviar órdenes y mensajes a los músculos del cuerpo, esto nos permite respirar, movernos, etc. El interior de la medula espinal está compuesto por neuronas [15] y este intercambio de información se lleva a cabo a través de nervios periféricos. La medula espinal se encuentra resguardada en la columna vertebral, que a su vez está constituida por vértebras. Las vértebras son estructuras óseas sólidas que están separadas por discos, los cuales permiten que la

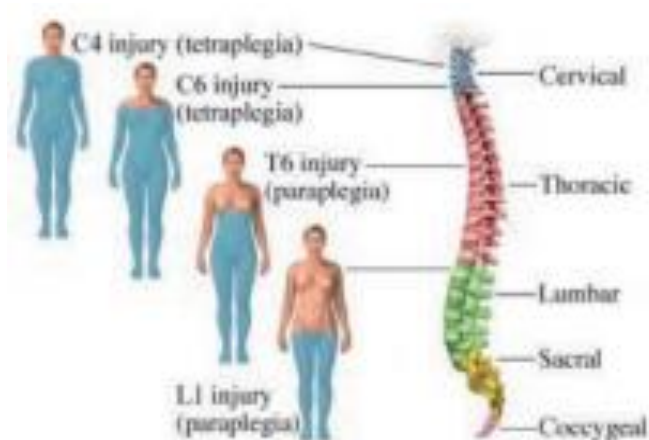
columna vertebral se doble y gire. El cuerpo humano tiene 24 vértebras móviles, 7 vértebras cervicales (simbolizadas de C1-C7), 12 vertebras dorsales (desde D1-D12) y 5 vértebras lumbares (de L1-L5). El sacro y coxis están formados por vertebras fusionadas, es decir, no tiene movilidad como se muestra en la Figura 8.



**Figura 8. Esquema de la columna vertebral.**

**Fuente: de referencias [28].**

Si los nervios periféricos se lesionan pueden sanar por sí solos, en cambio si la médula espinal se lesiona, puede significar un daño irreparable, debido a que los nervios internos de la médula espinal no se regeneran. [28] Si un segmento de la médula espinal se lesiona, la gravedad de la misma determina qué funciones del cuerpo quedarán afectadas o se perderán. Por ejemplo, cuando este daño ocurre en la zona el cuello, esto puede provocar una parálisis de brazos y piernas, es decir, la mayor parte del cuerpo se denomina tetraplejía; mientras que si el daño en la médula se sitúa en la zona media de la espalda (área dorsal) esto puede causar parálisis del tronco inferior y de las extremidades inferiores, también llamado paraplejía. Esta situación tan desfavorable de la condición humana deja abierta la posibilidad de desarrollar un dispositivo que pueda asistir a individuos en una situación de paraplejía que les permita caminar nuevamente y desenvolverse sin alguna limitación (Figura 9).



**Figura 9. Lesiones de médula espinal.**

**Fuente: de referencias [15]**

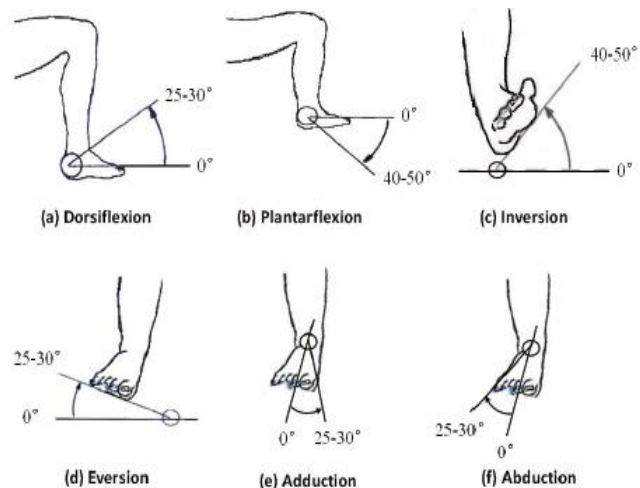
Considerando que la principal actividad que se lleva a cabo cotidianamente relacionada con la movilidad de una persona es caminar, los miembros inferiores que actúan para que esto se lleve a cabo son la cadera, las piernas y los pies, en conjunto permiten la llamada marcha humana, en la que además de hacer que una persona se mueva proveen de estabilidad al individuo durante la marcha y estando de pie, la complejidad de los movimientos sincronizados de estas extremidades provoca que alguna anomalía o ausencia de ellas repercuta severamente. Por esta razón, este trabajo se enfocará en analizar la participación de la extremidad del pie, cabe mencionar que el pie es la interacción del individuo con el terreno por el cual se desplazará. La articulación que mantiene unido al pie con la pierna y además permite la movilidad de este es el tobillo. Algunos estudios realizados sugieren que el tobillo almacena la energía que se genera durante el apoyo inicial o contacto con el piso y es liberada en la fase de soporte terminal al impulsar el pie hacia adelante para dar un nuevo paso [13]. El impulso generado al dar un nuevo paso permite que la pierna gaste menos energía durante este movimiento, mediante métodos experimentales con un sujeto de 75 [kg] y una velocidad de marcha de 1.25 [m/s] se logró definir que el par que el tobillo genera es de aproximadamente 120 [N•m], se logró determinar además que durante las fases del soporte la velocidad angular más alta del tobillo fue de 5 [rad/s]. A continuación, se presentan los rangos de movimiento del pie y la participación del tobillo durante la marcha humana.

## Trayectoria y rango de movimiento del pie

Los movimientos que el pie es capaz de realizar se pueden describir utilizando un sistema de referencia (Figura 10), los movimientos son la abducción/aducción, la inversión/eversión (a estos movimientos se les conoce también como supinación/pronación respectivamente) y la dorsiflexión/plantarflexión. Los rangos en que se pueden realizar cada uno de los movimientos mencionados en un pie normal se muestran en la Figura 11, en la dorsiflexión se puede alcanzar hasta  $30^\circ$ , en el caso de la plantarflexión alcanza hasta  $50^\circ$ ; en el movimiento de inversión el pie puede girar hasta  $50^\circ$ , en la eversión el ángulo logrado es de hasta  $30^\circ$ ; en la abducción y aducción se alcanza el mismo ángulo de  $30^\circ$ . [12]



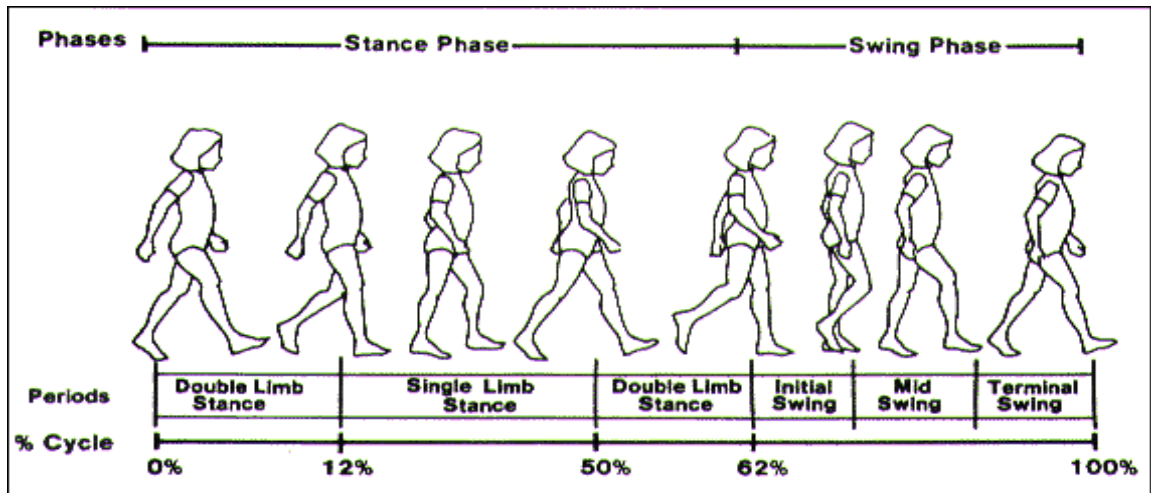
**Figura 10. Sistema de referencia y movimientos del pie.**  
Fuente: [scielo.org.co](http://scielo.org.co)



**Figura 11. Rangos de movimiento del pie**  
Fuente: de referencias [16]

Por otro lado, el ciclo de la marcha humana se divide para su estudio en dos fases, la fase de soporte y la fase de balanceo. La fase de soporte (mostrado en la Figura 12 como “*stance phase*”) se refiere al tiempo que transcurre mientras el pie tiene contacto con el piso, es esta fase donde transfiere la carga o el peso de una extremidad a otra y se avanza sobre el pie de soporte, en condiciones normales esta fase constituye cerca del 62% del ciclo total. Mientras que la fase del balanceo (mostrado en la Figura 12 como “*swing phase*”) referida al tiempo en el cual la extremidad inferior se mantiene en el aire y avanza hacia adelante, este periodo representa el 38% restante de la marcha.





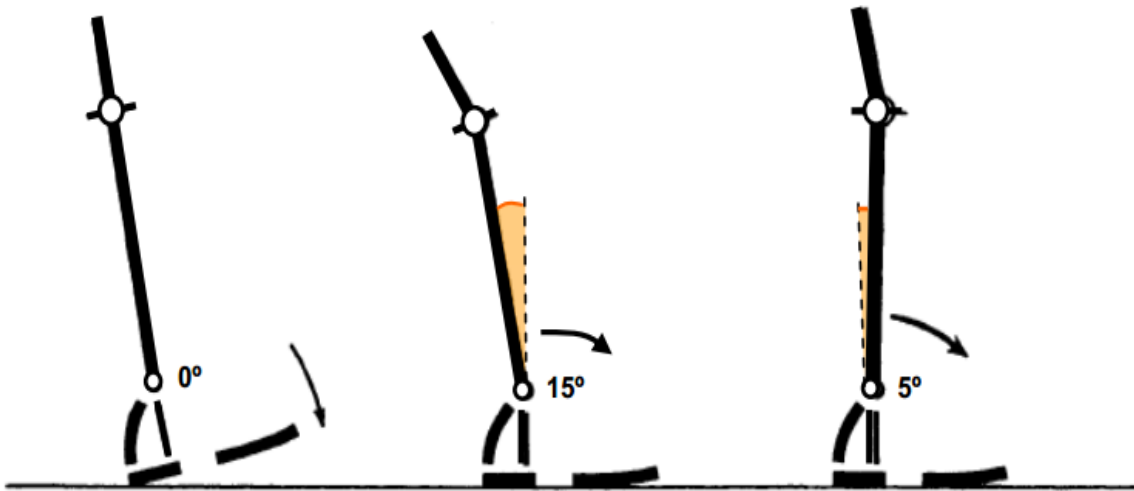
**Figura 12. Fases de la marcha humana con los porcentajes de la duración de cada una.**

**Fuente: [clinicalgaitanalysis.com](http://clinicalgaitanalysis.com)**

La Fase de Soporte se divide en 5 periodos:

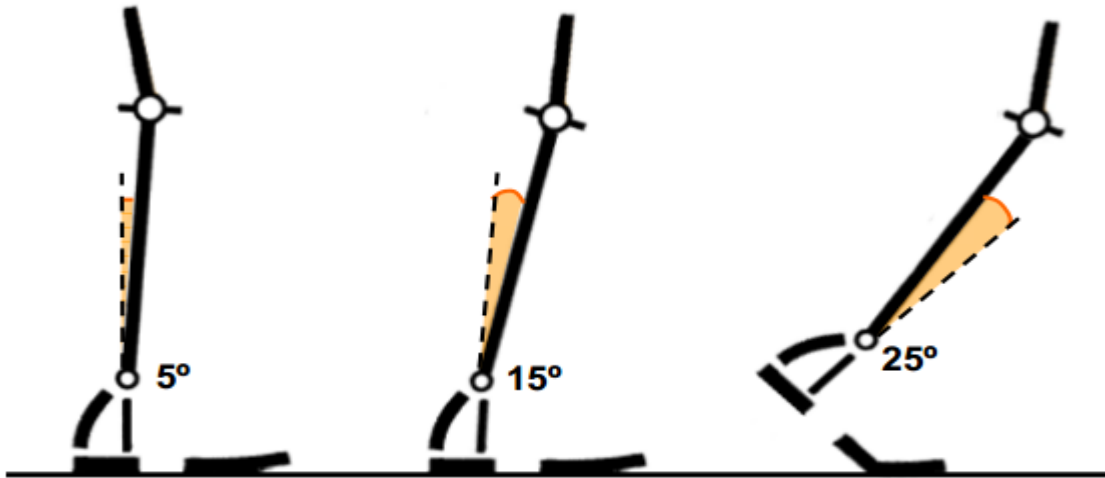
- **Contacto inicial:** la región del pie con la que normalmente se hace es con el talón, la cual hace contacto con el piso, además, constituye el punto fijo de soporte para que el resto del cuerpo comience a desplazarse hacia delante. El tobillo manifiesta un movimiento neutro, es decir no se altera su ángulo original, de la misma forma la articulación metatarsofalángica.
- **Respuesta a la carga:** el pie hace contacto total con el piso y el peso corporal es soportado totalmente por él. Aquí se presenta un doble soporte lo que significa que los dos pies se encuentran sobre el piso. El tobillo genera un movimiento de Plantiflexión de 10° a 15°, mientras que la articulación metatarsofalángica mantiene una posición neutra.
- **Soporte medio:** ocurre cuando el otro pie pierde el contacto con el piso y el peso del cuerpo se transfiere a lo largo del pie hasta llegar a la parte del antepié (parte frontal cercana a los dedos). El pie actúa como punto fijo y permite que el peso corporal se desplace progresivamente hacia adelante gracias a la rotación de la tibia sobre el pie estático. Ocurre un movimiento de Dorsiflexión en el tobillo de

- 5° a 8°, mientras se mantiene la posición neutra de la articulación metatarsofalángicas.



**Figura 13.**  
**(1) Soporte inicial. (2) Respuesta a la carga. (3) Soporte medio. [19]**

- **Soporte terminal:** una vez que el peso corporal se encuentra alineado con la parte delantera del pie, el talón se levanta para desplazar el peso hacia la región de los dedos y se transfiere la carga al otro pie, el cual entra en contacto con el piso. Hay Dorsiflexión de 10° a 12° en el tobillo, mientras que en la articulación metatarsofalángicas se aproximan a las falanges (dedos) haciendo un ángulo de 30°, este movimiento es también llamado extensión inversa.
- **Prebalanceo:** es el periodo de transición entre la fase de soporte y la de balanceo, comienza cuando el otro pie entra en contacto con el piso y el otro pierde contacto con el piso, es esta fase todo el peso corporal es transferido totalmente de una extremidad a la otra. Al comienzo de esta fase se presenta el segundo soporte doble. El tobillo realiza un movimiento de Plantarflexión de 20° a 25° mientras que en la articulación metatarsofalángica mantiene el movimiento de extensión inversa hasta alcanzar un ángulo de 60°.



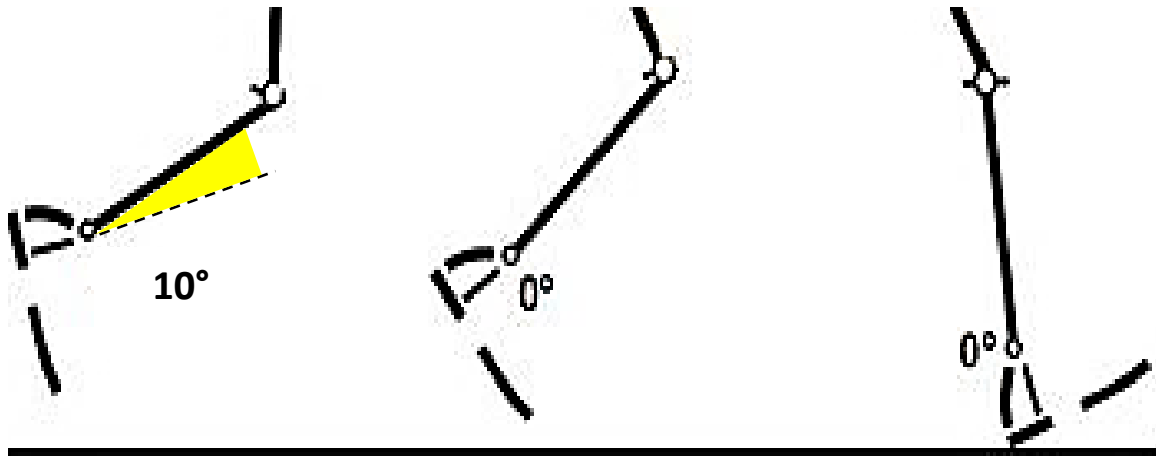
**Figura 14.**

**(1) Soporte medio. (2) Soporte terminal. (3) Prebalanceo. [19]**

Así mismo, la Fase de Balanceo se puede describir separándola en tres periodos:

- **Balanceo inicial:** comienza al momento en que los dedos del pie abandonan el piso y termina cuando la rodilla alcanza la flexión máxima durante la marcha, aproximadamente  $60^\circ$ . Todo el peso corporal es soportado por el pie. El tobillo realiza un movimiento de Plantiflexión de  $5^\circ$  a  $10^\circ$ .
- **Balanceo medio:** esta fase culmina cuando la tibia (espinilla) toma una posición perpendicular al piso, es decir, su posición es vertical. El tobillo mantiene una posición neutra durante esta fase.
- **Balanceo final:** en esta fase la rodilla se extiende totalmente y finaliza cuando el talón hace contacto con el piso. Se mantiene una posición neutra en el tobillo.

En la Figura 15 se muestran los periodos de la fase de balanceo. Estudios han permitido normalizar el torque y la potencia del tobillo durante la fase de soporte, los cuales para el caso del torque es de  $1.7 \text{ [N}\cdot\text{m/kg]}$  y en cuanto a la potencia se tienen  $3.5 \text{ [W/kg]}$ . Además, la velocidad máxima es de  $5 \text{ [rad/s]}$ . Por ejemplo, para una persona de  $78 \text{ [kg]}$  el torque registrado es de  $134 \text{ [N}\cdot\text{m]}$  y la potencia alcanzada es de  $273 \text{ [W]}$ . Cabe destacar que la extremidad comprendida por el pie, el tobillo y la pierna comprende el 2.5% de la masa corporal. [14]



**Figura 15.**  
**(2) Balanceo Inicial. (2) Balanceo medio. (3) Balanceo final. [19]**

Durante la descripción de las fases de la marcha se señalaron los ángulos de la denominada articulación metatarsofalángica, la cual permite la unión de los dedos con el pie, se tomará en cuenta dichos ángulos para que nuestro dispositivo se asemeje al movimiento natural al caminar. (Figura 16)



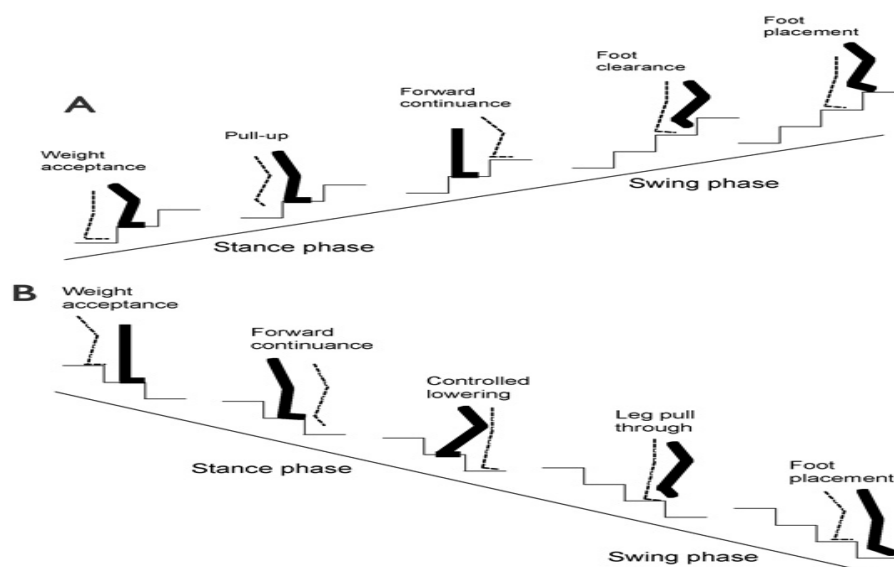
**Figura 16. Movimiento de la Articulación Metatarsofalángica.**  
**Fuente: footeducation.com**

El ascenso y descenso de escaleras es otro de los objetivos que se busca a partir de nuestro dispositivo, a partir de esto se ha obtenido lo siguiente.

### **Ascenso de escaleras**

El ascenso y descenso de escaleras es una actividad cotidiana, y bien pueden representar una limitante a la movilidad de una persona. En cuanto al análisis del movimiento del tobillo durante el ascenso de escaleras encontramos que se puede dividir

en las mismas fases que al caminar (Figura 17). Se inicia con el contacto inicial en el cual, normalmente el antepié hace contacto primero, el tobillo realiza un movimiento de Plantiflexión de 5° a 10°. Luego viene la respuesta a la carga, en la cual el pie hace contacto completamente con el escalón, se presenta un doble soporte, debido a que los dos pies se encuentran en un escalón cada uno, sin embargo, la extremidad que se encuentra adelantada en esta fase recibe totalmente la carga, el tobillo realiza un movimiento de dorsiflexión de 15° a 25°. El soporte medio se inicia cuando el pie que se encuentra en el primer escalón y finaliza al perder contacto con él, el peso corporal es impulsado hacia arriba y adelante hasta que se alinea con el pie que conserva el contacto con el escalón siguiente, el tobillo se mantiene en dorsiflexión de 10° a 15°. El soporte terminal, comienza



**Figura 17. Fases del descenso y ascenso de escaleras.**

**Fuente: lermagazine.com**

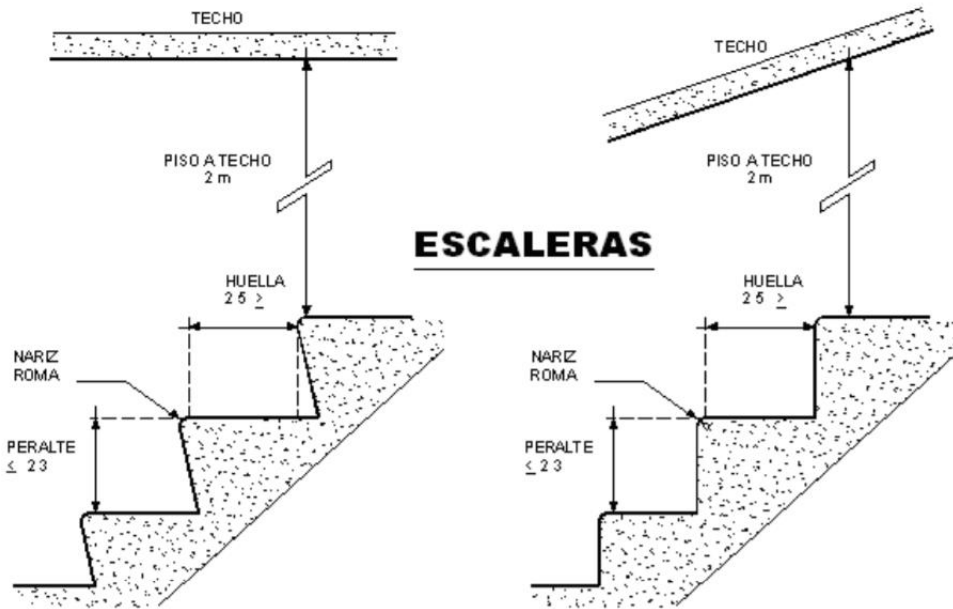
con el levantamiento del talón, el peso corporal se desplaza hacia la parte anterior de la planta del pie que se encuentra en contacto con el escalón hasta que el otro pie hace contacto con el siguiente escalón, el tobillo realiza un movimiento de plantiflexión de 10°. El prebalanceo ocurre cuando el pie hace contacto con el siguiente escalón hasta que el pie que se encontraba en el escalón anterior lo abandona, el tobillo manifiesta un movimiento de plantiflexión de 15° a 20°. La fase de balanceo inicial comienza cuando el pie sale de forma acelerada del escalón anterior hasta alcanzar una flexión máxima de la rodilla, el tobillo se mantiene en plantiflexión de 10° a 15°. En el balanceo medio el movimiento del

pie continúa hasta que la pierna de este pie toma una posición vertical, es decir perpendicular al escalón, el tobillo realiza una dorsiflexión de 5° y luego plantiflexión de 5° a 10°. Por último, en la fase del balanceo terminal hay una desaceleración de la extremidad para preparar el contacto con el escalón y finaliza al realizar contacto, el tobillo permanece en plantiflexión de 5° a 10°. [12]

Así mismo, se deben señalar las características a las que las construcciones de escaleras están sujetas a partir de la Norma Oficial Mexicana NOM-001-STPS-2008 Edificios, Locales, Instalaciones y Áreas en los Centros de trabajo-Condición de Seguridad. En la cual, se especifican los rangos de las dimensiones de dichas construcciones, a continuación, se citarán dichas especificaciones:

Las escaleras de los centros de trabajo deben cumplir con lo siguiente:

- a) Tener un ancho constante de al menos 56 cm en cada tramo recto y, en ese caso, se debe señalar que se prohíbe la circulación simultánea en contraflujo.
- b) Cuando tengan descansos, éstos deberán tener al menos 56 cm para los tramos rectos utilizados en un solo sentido de flujo a la vez, y de al menos de 90 cm para las de ancho superior.
- c) Todas las huellas de las escaleras rectas deben tener el mismo ancho y todos los peraltes la misma altura, con una variación máxima de  $\pm 0.5$  cm.
- d) Las huellas de los escalones en sus tramos rectos deben tener una longitud mínima de 25 cm (área de contacto) y el peralte una altura no mayor a 23 cm. Las orillas de los escalones deben ser redondeadas.
- e) La distancia libre medida desde la huella de cualquier escalón, contemplando los niveles inferior y superior de la escalera y el techo, o cualquier superficie superior, debe ser mayor a 200 cm.
- f) Las huellas de los escalones deben contar con materiales antiderrapantes. [18]



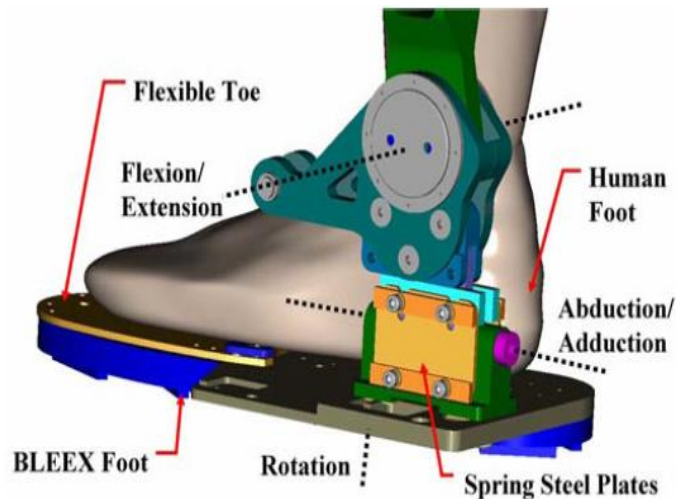
*Figura 18. Esquema de construcción de escaleras.  
Fuente: NOM-001-STPS-2008*

## Configuración del tobillo

Los exoesqueletos poseen diferentes configuraciones del tobillo, cada uno con diferentes tipos de actuadores, sin embargo, los movimientos que realizan se basan en el movimiento humano, a continuación, se presenta la configuración que ha sido implementada en el exoesqueleto BLEEX (Figura 19).

El tobillo del exoesqueleto BLEEX posee 3 grados de libertad. Los ejes en los que se efectúa el movimiento de flexión/extensión (plantiflexión/dorsiflexión) coinciden precisamente con el eje en el que el tobillo realiza el mismo movimiento. Los dos grados de libertad restantes son los responsables de los movimientos de aducción/abducción y el de pronación/supinación (eversión/inversión), tienen sus ejes de rotación fuera del eje de referencia del tobillo, es decir se encuentran en planos externos a los del movimiento del pie. Para disminuir la carga ejercida sobre tobillo del operador, la articulación encargada del movimiento de abducción/aducción está soportada verticalmente, sin embargo, no afecta

la rotación libre. La zona donde se soportan los dedos del pie del operador es flexible con el fin de permitir este movimiento de los dedos al caminar. [9]



**Figura 19. Tobillo de BLEEX**  
**Fuente: de referencias [2]**

Además de los exoesqueletos existen otros dispositivos que asisten a usuarios con problemas en el tobillo tales como las órtesis, o reemplazan este importante miembro como las prótesis, si bien este trabajo está orientado hacia un exoesqueleto resulta de ayuda conocer sobre las configuraciones de estos dispositivos.

El Laboratorio de Biomecatrónica del Instituto de Tecnología de Massachusetts desarrolló una órtesis de pie-tobillo pasiva (Figura 20) con la adición de un actuador elástico en serie que permite el movimiento de flexión/extensión del tobillo y además es controlado con base en la fuerza ejercida contra el piso y la posición angular. Algunos experimentos que se realizaron en torno a esta órtesis mostraron que los usuarios incrementaron su velocidad de marcha y mejoraron su simetría al andar. [10]

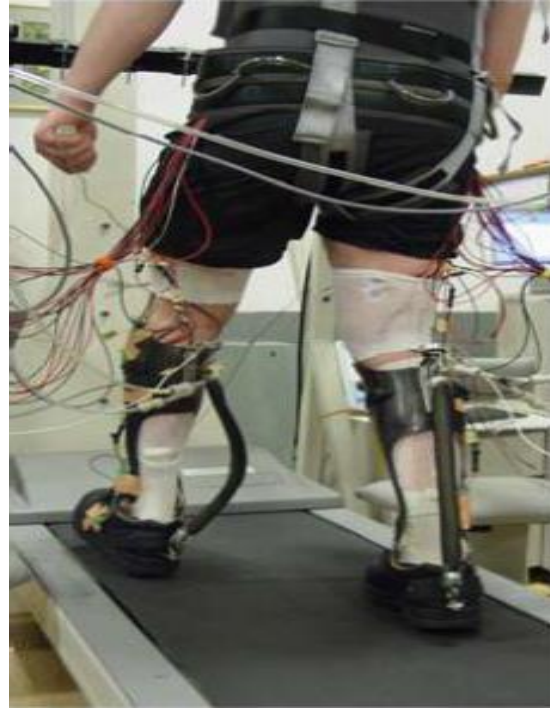
Así mismo, el Laboratorio Dan Ferris de la Universidad de Michigan ha desarrollado órtesis enfocándose en la rehabilitación (Figura 21), es decir para ser usadas en terapias, por este motivo estos dispositivos no son totalmente portables, al ser actuadas neumáticamente requieren ser alimentadas por un compresor de aire. Estos actuadores neumáticos son utilizados como músculos neumáticos montados sobre una estructura de fibra de carbono y protegidos por polipropileno, estos materiales hacen a estos dispositivos



ligeros y con una gran fuerza a la salida. La órtesis pie-tobillo incluye un par de músculos neumáticos antagonista/agonista, un actuador para la flexión de la planta del pie y uno para el movimiento de flexión/extensión de la rodilla. [11]



**Figura 20. Órtesis del MIT**  
Fuente: [biomech.media.mit.edu](http://biomech.media.mit.edu)



**Figura 21. Órtesis de la U. de Michigan**  
Fuente: [kines.umich.edu/rehab-robotics](http://kines.umich.edu/rehab-robotics)

## II-DISEÑO CONCEPTUAL

---

Los métodos de diseño son todos y cada uno de los procedimientos, técnicas, ayudas o herramientas utilizadas para diseñar. Se han venido desarrollando nuevos métodos que tratan de introducir procedimientos con un marco lógico en el proceso de diseño. Muchos de los proyectos de diseño modernos son demasiado complejos para resolverse de manera satisfactoria mediante métodos antiguos, como el dibujo, que en ocasiones lleva a cometer muchos errores y no es muy útil cuando se de trabajar en equipo; esto es precisamente lo que los métodos de diseño actuales tratan de superar y sobre todo asegurar que se obtenga un mejor producto (Nigel Cross, 2003).

Con el fin de asegurar que el diseño fuera satisfactorio se siguieron las etapas que sugiere Nigel Cross en su método de diseño, las cuales se describen a continuación.

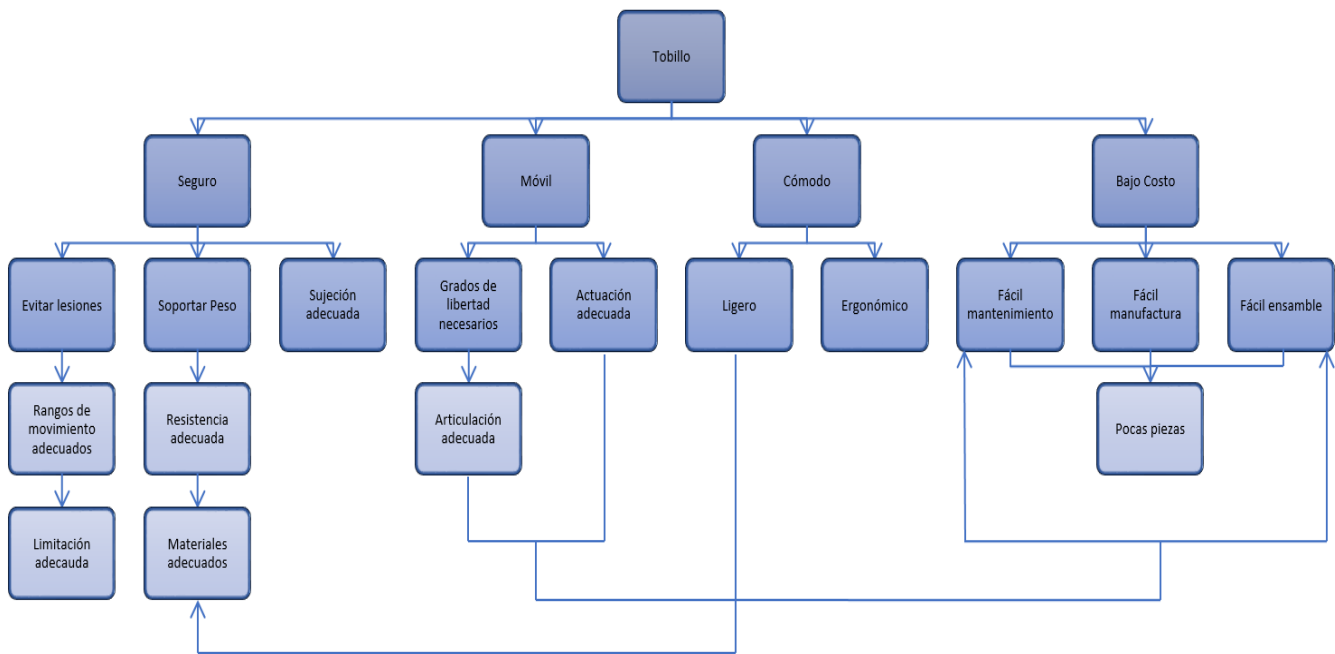
## Requerimientos

En esta etapa se plantearon los objetivos que se deseaban alcanzar, así como los objetivos secundarios y la relación entre ellos, tal y como se enlistan a continuación:

- Realizar movimientos de Dorsiflexión/Plantiflexión, Eversión/Inversión y Extensión/Extensión inversa en la articulación metatarsiana.
- El rango de movimiento [16] para:
  - Dorsiflexión:  $0^{\circ}$ - $30^{\circ}$
  - Plantiflexión:  $0^{\circ}$ - $50^{\circ}$
  - Eversión:  $0^{\circ}$ - $30^{\circ}$
  - Inversión:  $0^{\circ}$ - $50^{\circ}$
  - Extensión de Articulación Metatarsofalángica:  $0^{\circ}$ - $10^{\circ}$
  - Extensión inversa de Articulación Metatarsofalángica:  $0^{\circ}$ -  $60^{\circ}$
- Su peso máximo debe ser el 2.5% del exoesqueleto por cada extremidad [14].
- Los actuadores para cada movimiento serán:
  - Dorsiflexión/plantiflexión: activa.
  - Eversión/Inversión: pasiva.
  - Extensión/extensión inversa: pasiva.
- El actuador activo alcanzará un par de 120 [N•m] y una velocidad angular de 5 rad/s [14].
  - Bajo costo, que la manufactura, actuadores y materiales necesarios para llevar a cabo la configuración no rebasen los 100,000 pesos.
  - Fácil ensamble, la configuración debe permitir que los elementos de unión no sean complejos, pero que sean lo suficientemente seguros.
  - Fácil manufactura, las piezas que compongan la configuración no deberán ser de formas complejas.

- Fácil mantenimiento, evitar el uso de piezas que requieran un mantenimiento costoso.
- Ligero, el peso del dispositivo no rebase los 9 [kg].
- Constituido por pocas piezas.
- Soportar al paciente y a la estructura del exoesqueleto.
- Seguro.

Una vez enlistados los requerimientos se busca la relación entre ellos, si existe, una forma de expresar esto es con un diagrama de árbol, denotando así las relaciones jerárquicas, también se conoce como el árbol de objetivos. Figura 22.



**Figura 22. Árbol de objetivos**

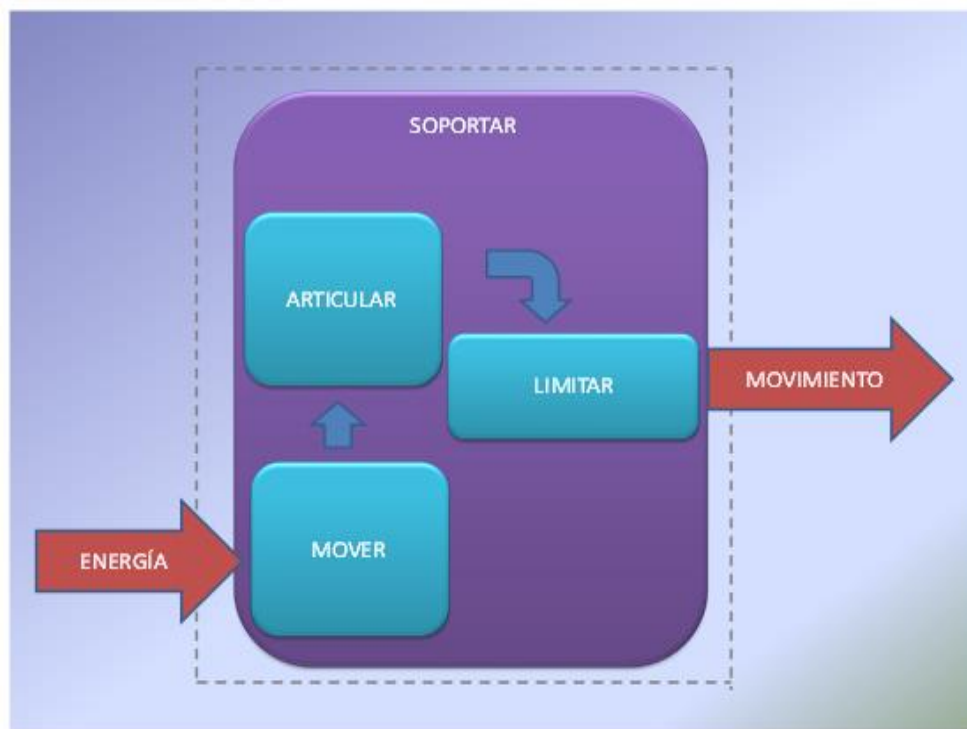
## Funciones

El análisis de funciones permite considerar las funciones esenciales, aquellas que debe satisfacer el dispositivo, independientemente de los componentes físicos que pudieran usarse.

Por tanto, se deben de establecer las funciones requeridas y los límites del sistema, así como la relación que pueda haber entre ellas. Figura 23. La principal tarea del pie y del tobillo es brindar una interrelación estable, adaptable y eficiente entre el cuerpo y el piso para la locomoción; esto requiere que el tobillo y el pie sean lo suficientemente flexibles durante la marcha para adaptarse a superficies variadas, absorber y trasladar fuerzas y al mismo tiempo mantener la estabilidad de todo el peso del cuerpo [17].

Con base en los anterior podemos enlistar las funciones del dispositivo:

- Articular: Unirá y permitirá el movimiento entre las configuraciones del pie y de la pierna del exoesqueleto.
- Soportar: Cargará el peso del usuario y el del exoesqueleto durante el tiempo en que esté en uso.
- Limitar: Acotará los rangos de movimiento del tobillo evitando lesiones, así como mantendrá una posición fija.
- Mover: Permitirá que el usuario se mueva asemejando la marcha humana en conjunción con los demás elementos inferiores del cuerpo.



**Figura 23. Análisis de funciones**

## Despliegue de la función de calidad

Consiste en un método para lograr la correspondencia entre los requerimientos del cliente con las características de ingeniería, conocida como *despliegue de la función de calidad*, frase traducida de los caracteres japoneses *Hin Shitsu, Ki No, Ten Kai*. La frase significa el arreglo (despliegue) estratégico en todos los aspectos de un producto (funciones) de características (calidades) apropiadas a las demandas del cliente. Se ocupa esencialmente de traducir los requerimientos del cliente en características de ingeniería (Nigel Cross, 2003). Entonces una vez que se ha generado el árbol de objetivos y analizado las funciones se puede obtener de una manera más sencilla la función de calidad. Anexo 1. Una de las partes que se anexó fue el análisis de la competencia, en el cual se valoran las características que el cliente precisa y que la competencia tiene, teniendo con ello un panorama sobre lo que se puede mejorar en el diseño.

## Especificaciones

Los objetivos y las funciones son planteamientos de lo que se debe lograr o hacer en un diseño, pero normalmente no se establecen términos de límites precisos, estos límites son

<b>Dorsiflexión</b>	<b>35 ±10 [°]</b>
<b>Plantiflexión</b>	<b>40 ±10 [°]</b>
<b>Extensión (AM*)</b>	<b>10 ±10 [°]</b>
<b>Extensión inversa (AM*)</b>	<b>50 ±10 [°]</b>
<b>Par de torsión</b>	<b>Entre 110-165 [N m]</b>
<b>Alto</b>	<b>Entre 130-140 [mm]</b>
<b>Ancho</b>	<b>Entre 120-140 [mm]</b>
<b>Largo</b>	<b>Entre 250-260 [mm]</b>
<b>Peso</b>	<b>No mayor a 9 kg</b>

**Tabla 2.1**

los que caracterizan a las especificaciones, esto nos permitirá también delimitar la gama de soluciones aceptables (Nigel Cross, 2003). En la tabla 2.1, se enlistan las especificaciones de la configuración del tobillo (\* AM- Articulación Metatarsfalángica).

## Generación de alternativas

La generación de soluciones es, por supuesto, el aspecto esencial y central del diseño; en consecuencia, una característica importante de la actividad del diseño es hacer variantes sobre temas establecidos. También es la forma en que se desarrolla gran parte del pensamiento creativo (Nigel Cross, 2003).

Funciones	Alternativas de solución		
Articular	<p>Eje</p> 	<p>Bisagra</p> 	<p>Engranés</p> 
Soportar	<p>Viga</p> 	<p>Junta esférica</p> 	
Limitar	<p>Tope mecánico</p> 	<p>Freno</p> 	
Mover	<p>Actuador lineal</p> 	<p>Moto-reductor</p> 	

**Tabla 2.2**

\*\* Viga: [www.specialtb.com.br](http://www.specialtb.com.br); Junta esférica: [www.planet-kartcross.com](http://www.planet-kartcross.com); Eje: [www.hedcycling.com](http://www.hedcycling.com); Bisagra: [www.teyfmon.com](http://www.teyfmon.com); Engranés: [www.teyfmon.com](http://www.teyfmon.com); Trinquete: [www.unioviado.es](http://www.unioviado.es); Freno: [www.directindustry.es](http://www.directindustry.es); Tope mecánico: [www.olivaautomatismos.com](http://www.olivaautomatismos.com); Actuador lineal: [www.skf.com](http://www.skf.com); Motor reductor: [www.imwsa.com](http://www.imwsa.com).

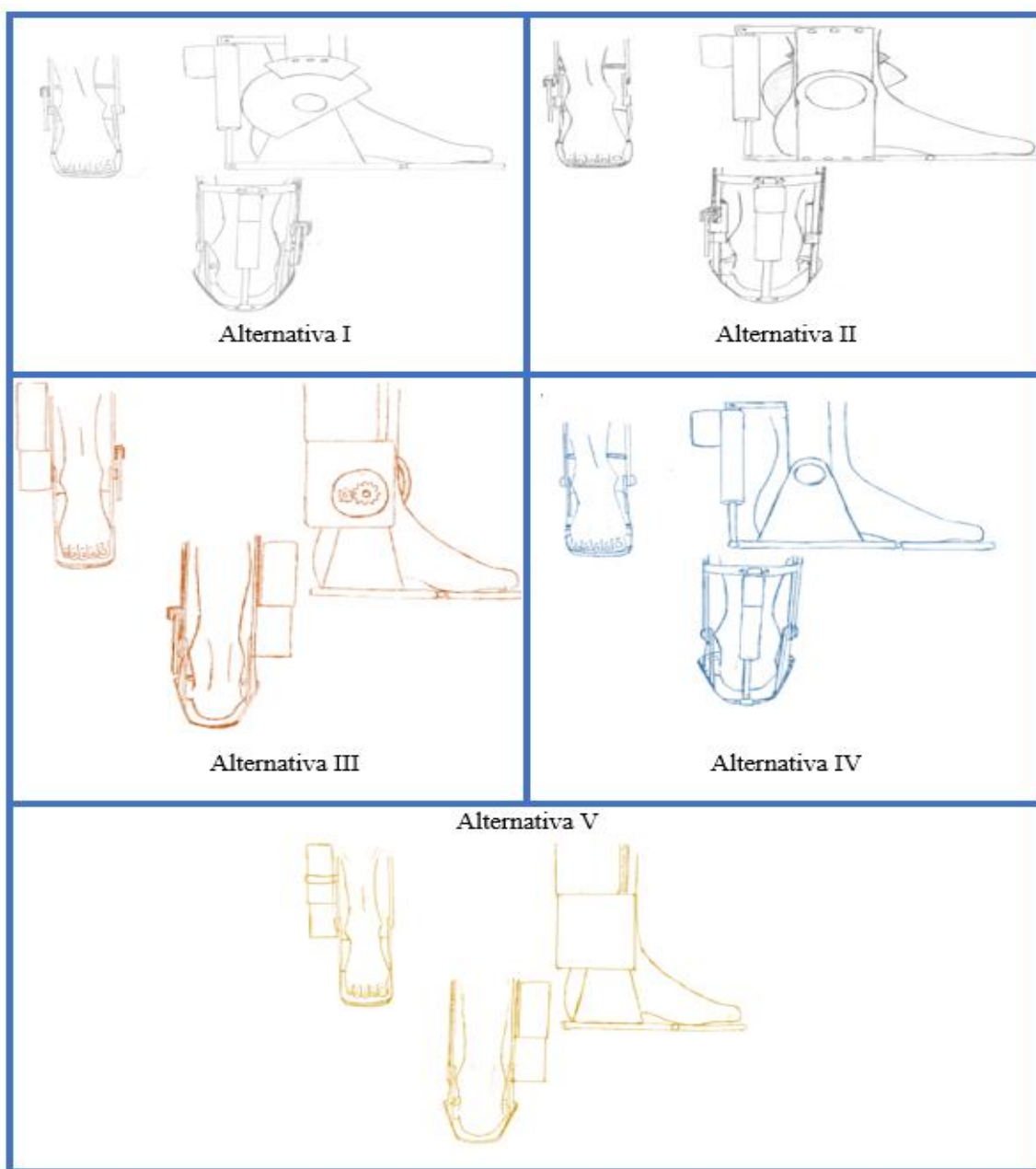
En esta etapa se recomienda el uso de un diagrama morfológico, con el cuál es posible identificar combinaciones novedosas de elementos o componentes, es por ello que el diagrama muestra la gama completa de elementos o soluciones secundarias que pueden combinarse para formar una solución. Para obtener este diagrama se deben enlistar las funciones esenciales, luego se anotan las posibles soluciones por las cuales se pueden realizar las diferentes funciones, para después identificar las combinaciones factibles para dar paso a una posible solución. En la tabla 2.2 se muestra el diagrama de funciones y medios.

El total de las posibles combinaciones que se pueden tener son 24, sin embargo, no todas ellas son adecuadas para el diseño, así que debemos descartar algunas de ellas, En la Tabla 2.3 se muestran algunas de las opciones en las que se han usado al menos una vez cada componente que es posible utilizar.

Alternativa	Articular			Soportar		Limitar		Mover	
	Eje	Bisagra	Engranes	Viga	Junta Esférica	Tope Mecánico	Freno	Actuador lineal	Moto reductor
I	•			•			•	•	
II		•			•		•	•	
III			•		•		•		•
IV	•			•		•		•	
V	•			•		•			•

**Tabla 2.3**

Una vez listadas las alternativas, es conveniente antes de proceder al diseño de alguna tener algunos bosquejos generales, en los que se puedan ilustrar éstas, esto es de gran utilidad pues se pueden conocer de manera temprana si alguna alternativa no se puede llevar a cabo o pueden generarse algunas posibilidades de diseño radicalmente nuevos. De manera general se pueden conocer las ventajas y desventajas que tienen unas sobre otras (Nigel Cross, 2003). En la Tabla 2.4 se muestran los bosquejos que se realizaron de las distintas alternativas.



**Tabla 2.4**



## Evaluación de las alternativas

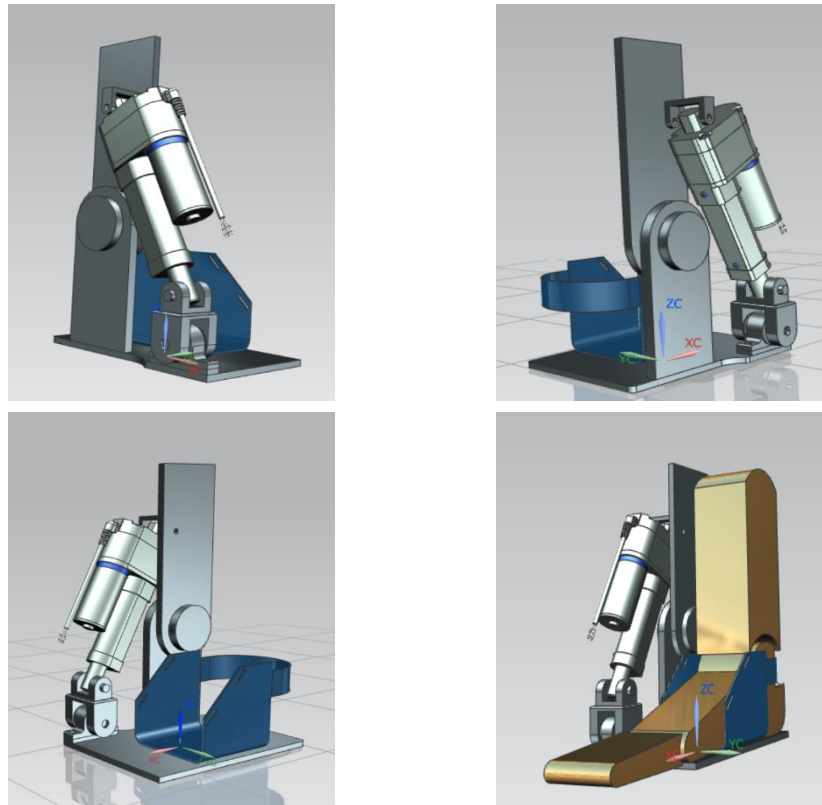
Es necesario encontrar la opción más adecuada al diseño que realizaremos, la elección puede hacerse con base en las conjeturas, intuición, experiencia o tomando una decisión arbitraria, sin embargo, el uso de un procedimiento lógico podría asegurar que la elección hecha cumpla con los objetivos que en un principio fueron establecidos. Una evaluación determina el “valor” o “utilidad” de una propuesta de diseño con relación a los objetivos de diseño. No obstante, debemos considerar que cada objetivo tiene diferente “valor” comparado con los otros, es decir se considera más importante. Por lo tanto, generalmente resulta necesario tener algún medio de ponderar diferencialmente los objetivos, de tal manera que los rendimientos de los diseños alternativos puedan evaluarse y compararse a lo largo de todo el conjunto de objetivos (Nigel Cross, 2003).

Se utilizó el método de los objetivos ponderados, el cual consiste en comparar los valores de utilidad de las propuestas de diseño alternativas, con base en su rendimiento frente a los objetivos diferencialmente ponderados. Usando los requerimientos de diseño se hace una lista, estos pueden presentar alguna modificación a la lista inicial. Luego se asignan ponderaciones relativas a cada uno de los requerimientos, para este caso se asignaron los valores de tal manera que la suma de ellos fuera 100, estas ponderaciones son dadas según se crea la importancia de cada una. Se califica la calidad que presenta cada

Requerimientos	W (%)	I		II		III		IV		V	
		S	U	S	U	S	U	S	U	S	U
Bajo Costo	25	8	2	6	1.5	6	1.5	8	2	8	2
Fácil Manufactura	15	7	1.05	7	1.05	5	0.75	8	1.2	8	1.2
Fácil Ensamble	15	8	1.2	8	1.2	7	1.2	9	1.35	9	1.35
Fácil Mantenimiento	15	7	1.05	8	1.2	7	1.05	9	1.35	9	1.35
Ligero	20	5	1	9	1.8	5	1	8	1.6	9	1.8
Pocas Piezas	10	7	0.7	7	0.7	6	0.6	9	0.9	9	0.9
Total	100		7		7		6.1		8.4		8.6

**Tabla 2.5**

alternativa ante cada uno de los requerimientos, para este caso la calificación va de 0-10. Una vez obtenida la calificación se calcula la utilidad de cada una de las alternativas haciendo el producto del peso y la calidad que presenta (Nigel Cross, 2003). Una vez que se obtiene la utilidad ante cada requerimiento, basta con sumar todas ellas para obtener un valor que permita comparar cada una de ellas y de esta forma corroborar la alternativa más sobresaliente. De la Tabla 2.5, W representa el peso (0-100), S es la calificación de calidad



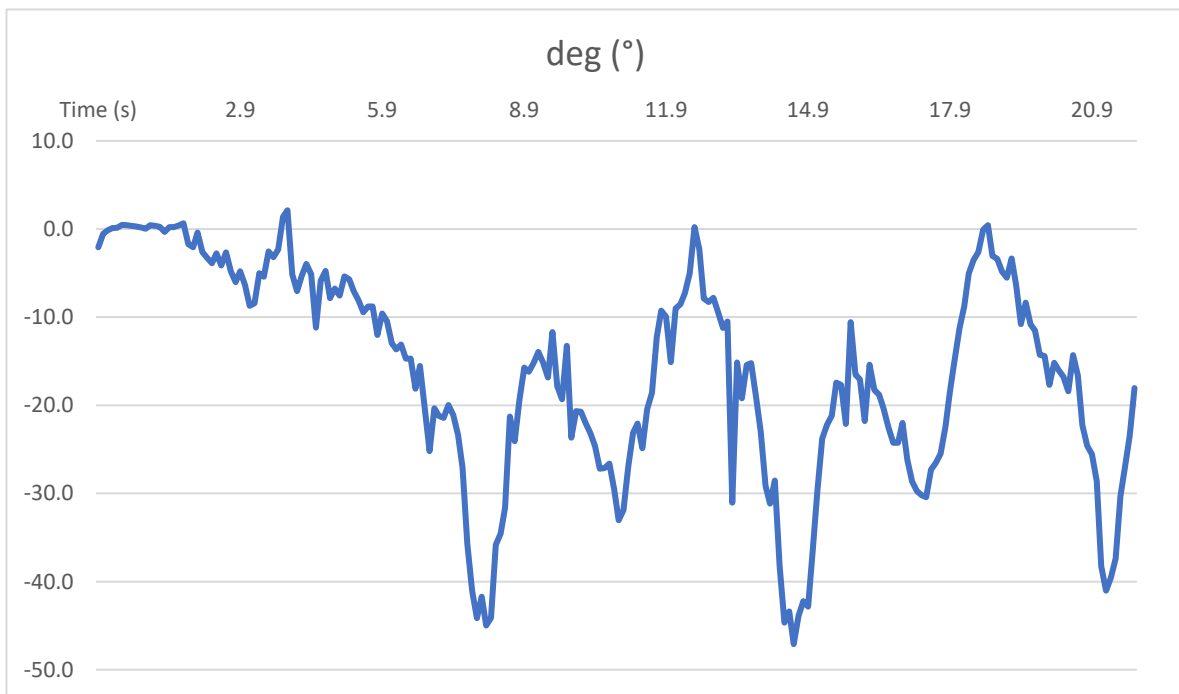
**Figura 24. Modelo de configuración de tobillo**

(0-10) y U es la utilidad de diseño ( $W*S/100$ ). Las opciones IV y V son las que obtuvieron una mejor calificación, si bien el requerimiento que marcó la diferencia fue la que corresponde al peso, sin embargo, se revisarán opciones de actuadores rotacionales, con el fin de asegurar que la decisión tomada haya sido correcta. A partir de la alternativa IV, se ha generado un modelo que se seguirá a partir de este momento para continuar con este trabajo (Figura 24).

# III-DISEÑO DE DETALLE

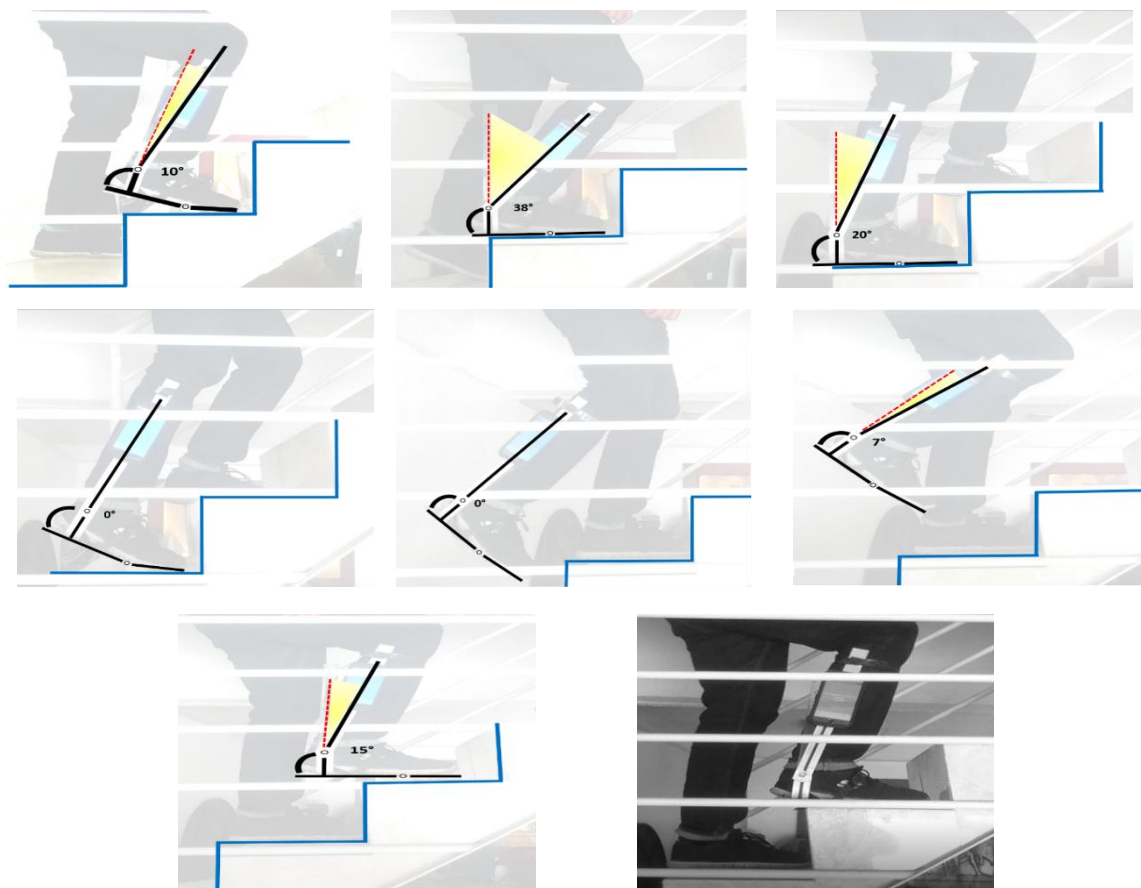
Se llevó a cabo el desarrollo de la propuesta, definiendo como construir el producto. Es decir, se define formalmente el producto y las especificaciones técnicas para su producción, tales como los materiales a utilizar, los procesos de manufactura, técnicas de ensamblado y montaje, así como definir los elementos que pueden ser conseguidos comercialmente y los que son necesarios construir. Se usó de una herramienta de diseño, Unigraphics NX 8.5, software que usa la tecnología CAD/CAM/CAE, en el que se realizó el diseño 3D, el ensamble y el análisis del dispositivo.

Uno de los objetivos del dispositivo es el ascenso y descenso de escaleras, sin embargo, la información hallada en textos no es suficiente para conocer los ángulos que el tobillo manifiesta durante el ascenso y descenso de escaleras, para lo cual, fue necesario llevar a cabo un estudio para determinar dichos ángulos, de esta manera se consiguieron los rangos de movimiento a los que estará sujeto nuestro dispositivo. Siguiendo la norma de construcción de escaleras que fue citada en el capítulo I y usando un prototipo que simuló



**Figura 25. Ascenso de escaleras.**

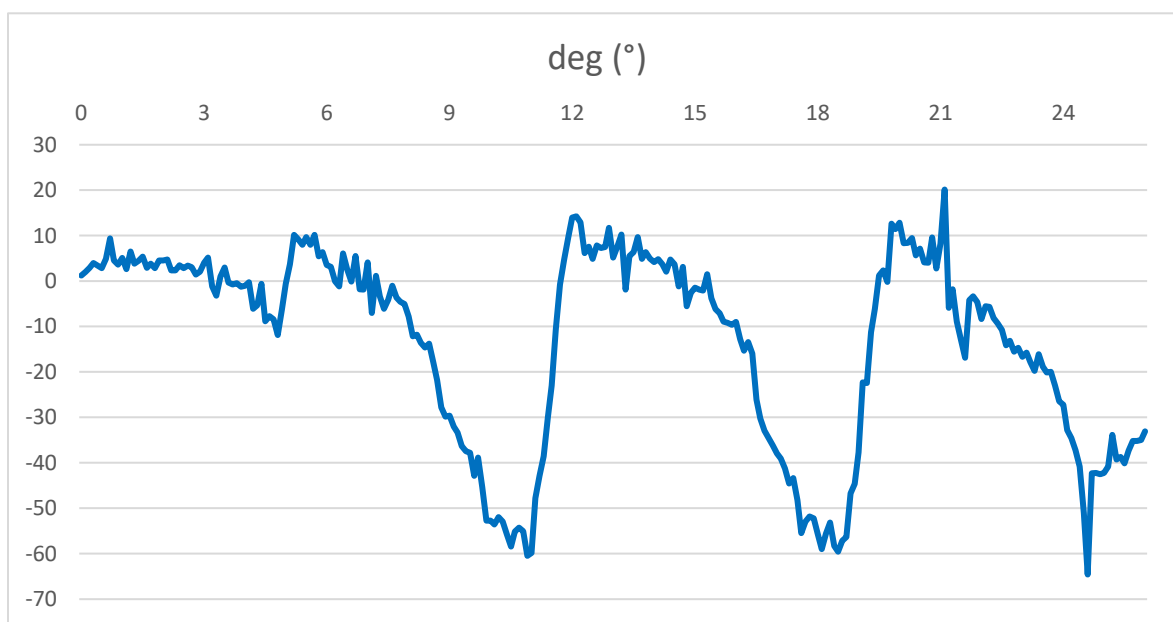
el tobillo del exoesqueleto en conjunto con el sensor de posición de un teléfono se llevaron a cabo pruebas de ascenso y descenso de escaleras, de las cuales se obtuvieron los ángulos que se mencionan a continuación. Las mediciones obtenidas del sensor de posición del teléfono se muestran en la Figura 25, en la cual se han resaltado los periodos que comprende el ascenso de un escalón, teniendo como inicio una posición neutra a  $0^\circ$ , a partir del eje de referencia los ángulos formados a partir del movimiento de Dorsiflexión (cuando la tibia y el pie se acercan) se representan como ángulos negativos mientras que el movimiento de Plantiflexión como ángulos positivos, de esta manera se puede ver que a pesar de que la gráfica se mantenga en un lado negativo los movimientos de Plantiflexión también aparecen cuando la señal se dirige hacia el eje  $0^\circ$ . el sensor se localizó en la tibia por lo que los ángulos obtenidos serán respecto a la posición vertical de la tibia, sin embargo, a partir de fotografías se adquirieron los ángulos que se forman entre la tibia y el



**Figura 26. Movimiento del tobillo durante el ascenso de escaleras.**

tobillo, para con ello confirmar que van desde  $0^\circ$  hasta  $38^\circ$ , de los cuales la tibia siempre se encuentra adelantada al eje del tobillo, tal y como se muestra en la Figura 26.

Se llevó a cabo el estudio durante el descenso de escalera usando las mismas condiciones, a diferencia del ascenso existe un movimiento de Plantiflexión al inicio, el cual corresponde cuando el pie busca hacer contacto con el escalón y siguiendo con el proceso de descenso el pie lleva a cabo movimiento de Dorsiflexión como se muestra en la Figura 27.

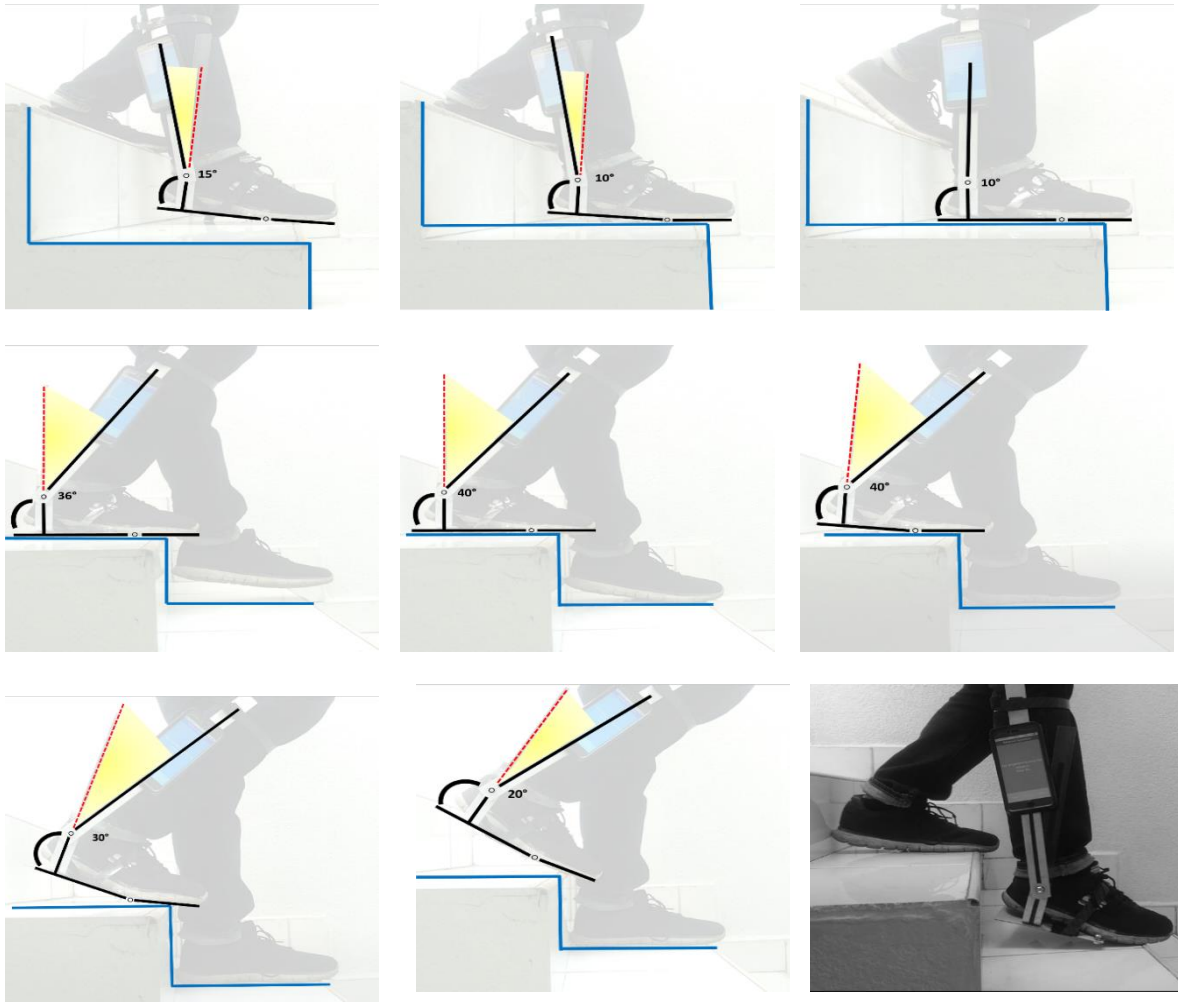


**Figura 27. Movimiento del tobillo durante el descenso de escaleras.**

De la misma manera que en el ascenso de escalera se confirmaron los ángulos entre la tibia y el tobillo a partir de las imágenes mostradas en la Figura 28, la tibia se retrasa  $15^\circ$ , luego se adelanta hasta alcanzar  $40^\circ$  con respecto al eje del tobillo.

Se puede observar que la articulación metatarsiana se hace presente en el contacto inicial y final tanto en el ascenso como en el descenso. Además, durante el tiempo en que el pie no tiene contacto con el piso, el ángulo que se forma es nulo, tal y como sucede durante la marcha en las etapas de balanceo medio y balanceo final.

A partir de los ángulos obtenidos durante este estudio y de la información recabada de la marcha humana, se usarán para que nuestro dispositivo alcance dichos ángulos o bien esté cercano a ellos para así procurar que el dispositivo pueda asemejar en medida de lo



**Figura 28. Movimiento del tobillo durante el descenso de escaleras.**

posible el movimiento de una persona. Es decir, un ángulo máximo de Plantiflexión de  $25^\circ$  y de Dorsiflexión  $40^\circ$ .

Es necesario considerar que durante la Fase de Balanceo el peso total del cuerpo es soportado únicamente por un pie, el peso total del dispositivo y el usuario se ha estimado en 120 [kg], para los cálculos que se llevaron a cabo se tomó en cuenta esta situación, a continuación, se presentará el método usado para la selección del material.

## Selección del material

Llevar a cabo una correcta elección del material para nuestro dispositivo es vital para garantizar el buen funcionamiento y resistencia del mismo, esto se debe llevar a cabo con mucho cuidado, pues la elección de un material inadecuado puede poner en riesgo al usuario.

Por esto, se ha decidido seguir el método presentado por Michael F. Ashby en su libro que lleva por título Selección de Materiales en el Diseño Mecánico [20], el objetivo del método es identificar los atributos deseados del elemento a diseñar para luego compararlos con los materiales para hallar el más adecuado.

En el libro se definen a los elementos estructurales como aquellos componentes que realizan una función física tales como soportar una carga, transmitir calor, almacenar energía, así mismo, el rendimiento de un elemento estructural ( $P$ ) es determinado a partir de tres cosas: los requerimientos funcionales ( $F$ ), los parámetros geométricos ( $G$ ) y las propiedades del material ( $M$ ) con el que están hechos. Por tanto, se tiene:

$$P = f(F, G, M) \quad (1)$$

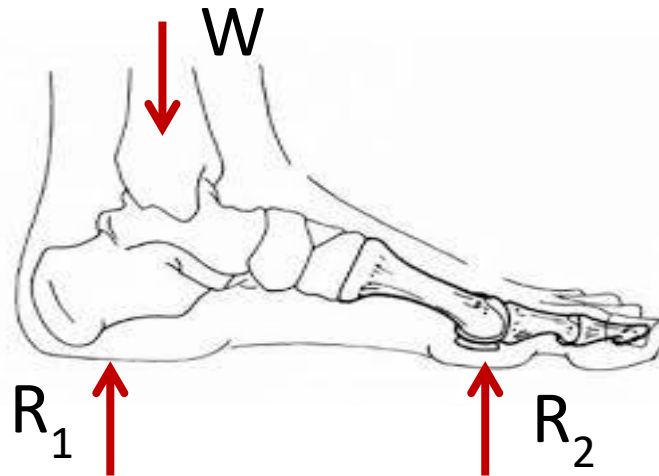
Donde  $F$  son los requerimientos funcionales,  $G$  los parámetros geométricos,  $M$  las propiedades del material y  $P$ , el rendimiento métrico, describe algún aspecto del rendimiento del componente (su masa, su volumen, el costo, etc.) que se desea modificar, comúnmente minimizar o maximizar, según sea el caso. Así mismo, el rendimiento ( $P$ ) puede ser descrito a partir de las funciones separadas:

$$P = f_1(F) \cdot f_2(G) \cdot f_3(M) \quad (2)$$

De esta manera, la elección más óptima estaría dada a partir de hallar los coeficientes de eficiencia para cada una de las funciones que describen al rendimiento, una vez hallado dichos coeficientes se usarán gráficas que permitirán guiar la elección.

El primer paso de este método es la identificación de la función de nuestro elemento a diseñar así mismo se deben identificar las restricciones y los requerimientos. En la Figura 29

se muestra la carga del peso de una persona ( $W$ ) sobre el tobillo del pie y las dos reacciones ( $R_1$  y  $R_2$ ) del pie sobre la superficie en que está apoyada, una en la zona del talón y la otra



**Figura 29. Diagrama del pie sometido al peso y reacciones.**

**Fuente: [dbertelfigurahumana.blogspot.com](http://dbertelfigurahumana.blogspot.com)**

debajo de la articulación metatarsofalángica.

En este caso el método se usará para hallar el o los materiales más convenientes para la parte del dispositivo que se encuentra en contacto con el piso y de la misma manera estará soportando el peso del usuario y del exoesqueleto. Por lo tanto, la función será la de soportar, para el caso de las restricciones y los requerimientos han sido denotados en la tabla 3.1.

Una vez identificadas las variables que pueden ser modificadas para alcanzar el objetivo se analiza a qué tipo de carga estará sujeto nuestro elemento, como se mencionó la función

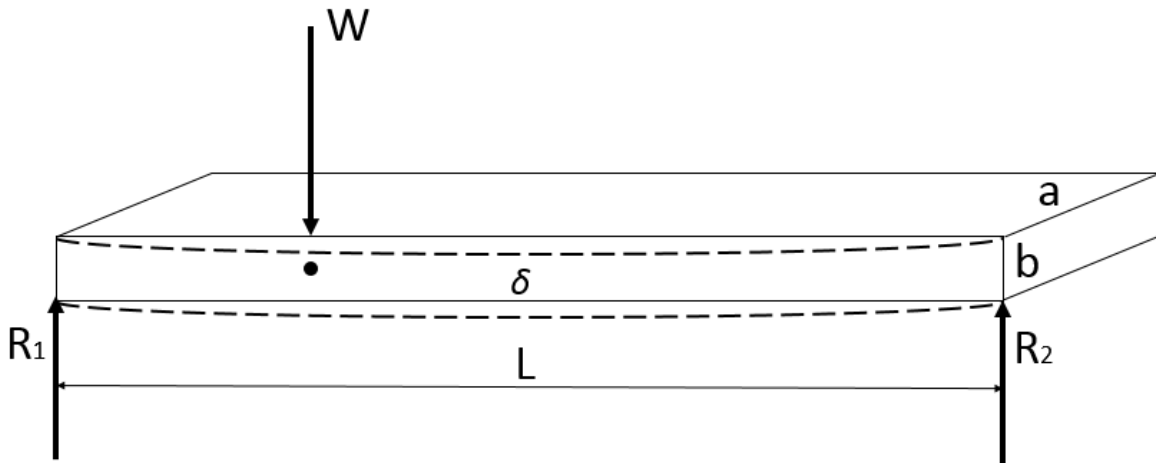
<b>Función</b>	Soportar
<b>Restricciones</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Los valores de <math>a</math> y <math>L</math> son especificaciones.</li> <li>• La deformación que se dará a partir de la carga <math>W</math> debe ser mínima, por lo que se puede considerar a <math>\delta</math> como especificación.</li> </ul>
<b>Objetivo</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Minimizar la masa de la viga</li> </ul>
<b>VARIABLES LIBRES</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• El espesor <math>b</math> y el material a elegir.</li> </ul>

**Tabla 3.1. Método Ashby**



es soportar el peso, por lo tanto, será analizado como una viga sometida a flexión, es decir, nuestro elemento debe ser ligero pero lo suficientemente resistente para que la deformación debida a al Peso ( $W$ ) sea mínima.

En la Figura 30, podemos observar el diagrama del elemento que estará por debajo de la planta del pie dónde  $W$  es la fuerza a la que será sometida la barra,  $\delta$  la deformación,  $L$  la longitud,  $a$  el ancho y  $b$  el espesor de la barra, ya teniendo claro que variables se pueden modificar se busca el coeficiente de eficiencia del material a partir de ecuaciones de masa y de deformación, cabe destacar que dicho coeficiente estará dado a partir del Módulo de Young ( $E$ ) y la densidad ( $\rho$ ).



**Figura 30. Diagrama de la planta del pie sometida a una carga de Flexión**

Se sabe que la masa es directamente proporcional al Volumen ( $V$ ) y la Densidad ( $\rho$ ) del material:

$$m = V\rho \quad (3)$$

A partir de la Figura 22, el Volumen ( $V$ ) se puede expresar como:

$$m = (a L b) \rho \quad (4)$$

Por otro lado, la deformación ( $\delta$ ) se expresa como

$$\delta = \frac{W L^3}{EIC_1} \quad (5)$$

Considerando que la sección de la viga es un rectángulo, el Segundo Momento de Inercia ( $I$ ) estaría dado por:

$$I = \frac{a b^3}{12} \quad (6)$$

Sustituyendo  $I$  en (3) y despejando  $b$  se tiene:

$$b = \left[ \frac{12WL^3}{\delta EC_1} \right]^{\frac{1}{3}} \quad (7)$$

Así mismo, sustituyendo esta última ecuación en la función objetivo (4):

$$m \leq a \left( \frac{12W}{\delta C_1} \right)^{1/3} L^2 \left( \frac{1}{\frac{E^{1/3}}{\rho}} \right) \quad (8)$$

A partir de la ecuación anterior, podemos identificar el coeficiente de eficiencia del material:

$$M = \frac{E^{1/3}}{\rho} \quad (9)$$

De las ecuaciones (1)-(9) se tiene:

$m$ : Masa

$\delta$ : Deformación

$V$ : Volumen

$E$ : Módulo de Young

$a$ : Ancho

$I$ : Segundo Momento de Inercia

$L$ : Largo

$M$ : Coeficiente de eficiencia

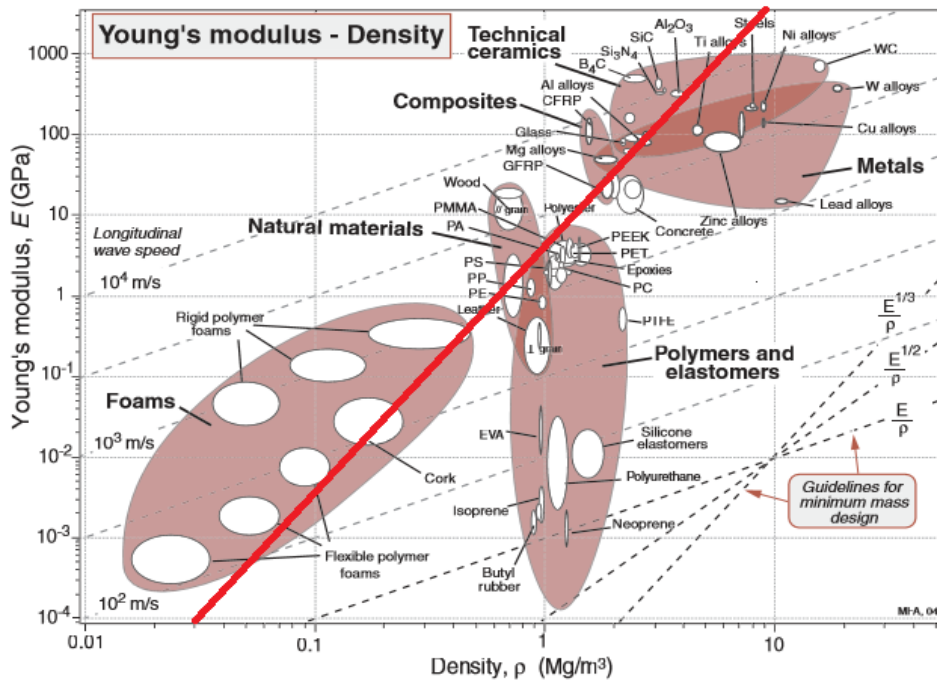
$b$ : Espesor

$C_1$ : Constante

$\rho$ : Densidad del material

$W$ : Peso

De la ecuación (9) se obtuvo el Coeficiente de eficiencia ( $M$ ), con él y a partir de la Figura 31 que relaciona el Módulo de Young ( $E$ ) y la densidad ( $\rho$ ), se traza una línea paralela a la guía señalada con este coeficiente, los materiales que se encuentran a la izquierda de la línea serán una mejor opción, mientras que los que se encuentran a la derecha serán una opción menos recomendable, se puede apreciar las aleaciones de aluminio, la alúmina ( $Al_2O_3$ ), GFRP (Glass Fiber Reinforced Polymer), CFRP (Carbon Fiber Reinforced Polymer) incluso se puede considerar el Titanio y al Acero Inoxidable, éste último por ser el más común en el mercado.



**Figura 31. Gráfica E- $\rho$**

A partir de la cédula antropométrica del pie (Anexo 2), se obtuvieron las medidas del pie tales como, el ancho de 100[mm] y el largo de 198[mm] de la planta del pie a la que será dirigido el diseño, así mismo, se supondrá un espesor de 5 [mm], de esta manera el volumen que se obtiene de las medidas antes mencionadas es de  $V=0.0001[m^3]$ . Con este volumen se hizo la comparación de los materiales posibles que se adecuan a nuestro objetivo, se hizo una comparación de sus distintas propiedades, dicha comparación se muestra en la tabla 3.2. Como se observa, el mejor material considerando el costo y el peso es el Aluminio, razón por la cuál será esta la que se usará en nuestro dispositivo, sin embargo, en un trabajo

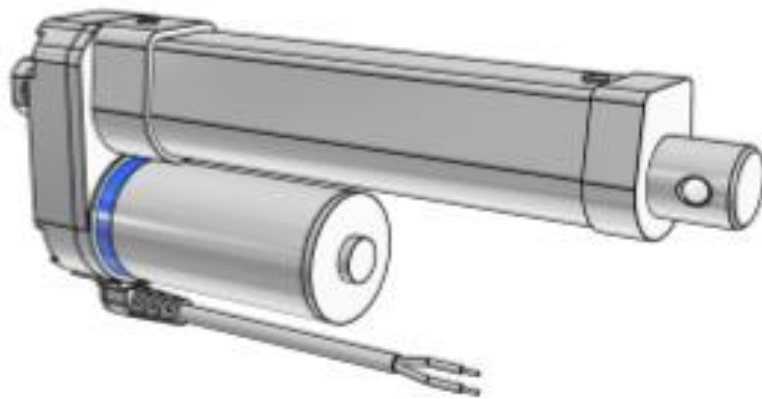
a futuro se puede considerar el uso de materiales con mejores propiedades que conlleven un costo mayor.

Material	Tipo	Costo (\$/kg)	E (GPa)	$\rho$ (Mg/m <sup>3</sup> )	$M(E^{1/3}/\rho)$	Peso (Kg)
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Cerámico	1.9	390	3.9	1.87	0.78
Aleación Al	Metal	1.8	70	2.7	1.53	0.54
Aleación Ti	Metal	16.25	100	4.5	1.03	0.9
CFRP	Compuesto	110	1.5	1.5	0.76	0.3
GFRP	Compuesto	3.9	26	1.8	1.65	0.36
Acero Inox.	Metal	2.7	210	7.8	0.76	1.56

**Tabla 3.2. Propiedades de los materiales.**

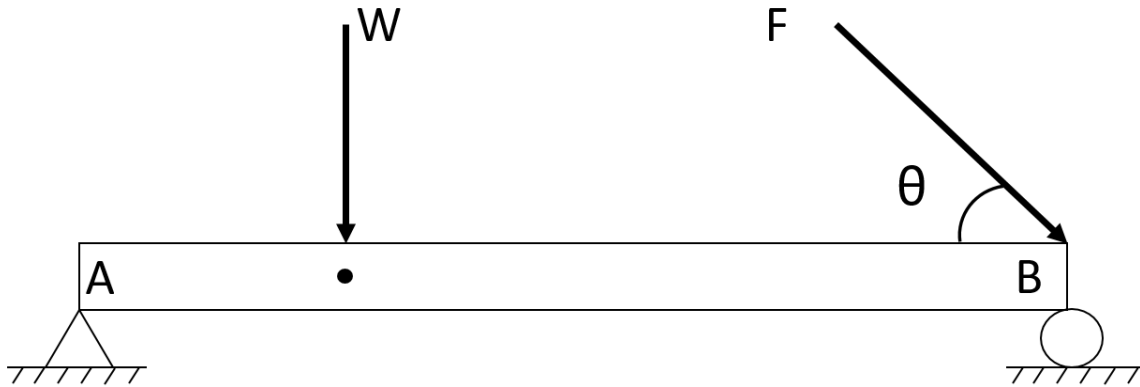
[www.web.mit.edu](http://www.web.mit.edu)

Antes de llevar a cabo el análisis del elemento fue necesario seleccionar el actuador para integrar la fuerza que genera en el análisis. Se escogió un actuador de la marca SKF modelo CAHB-10, el cuál es alimentado con 12 [V], su capacidad de carga dinámica es de 1000 [N], con esto se puede alcanzar un par de 135 [N m], mientras que su capacidad de carga estática es de 2000 [N], por otro lado, el rango de velocidad del actuador va desde los 6 [mm/s] hasta los 8 [mm/s], según sea la carga. El husillo tiene una longitud de 100 [mm], por lo que el tiempo máximo que el actuador tardaría en recorrer la longitud del husillo sería de casi 17[s]. En el Anexo 3, se tiene la hoja de especificaciones completa del actuador. [32]



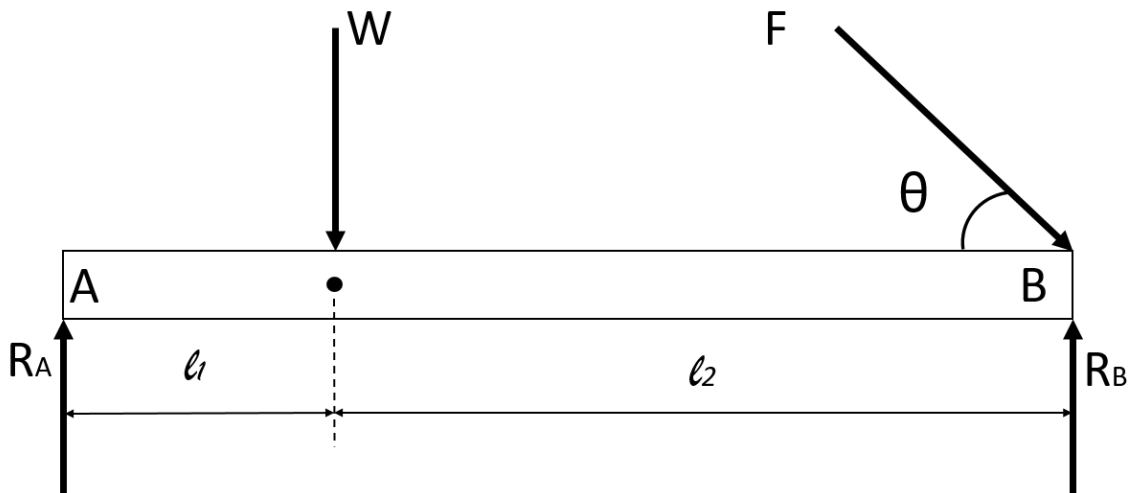
**Figura 32. Actuador lineal SKF CAHB-10**

En la Figura 33 se representa la planta del pie, en donde  $W$  representa el peso y  $F$  la fuerza del actuador, para su análisis este elemento se va a tomar como una viga.



**Figura 33. Soporte de la planta del pie.**

A partir de la Figura 34, se obtendrá el diagrama de cuerpo libre como se muestra en la Figura 31.



**Figura 34. Diagrama de Cuerpo Libre.**

Considerando las ecuaciones de equilibrio:

$$\sum F_y = 0 \quad \& \quad \sum M = 0 \quad (10)$$

Considerando con signo positivo a las fuerzas que vayan hacia arriba y los momentos con dirección anti horaria, por tanto, haciendo la suma de fuerzas respecto al eje  $y$ , se tiene:

$$R_A + R_B = W + F \operatorname{sen} \theta \quad (11)$$

Ahora considerando la suma de momentos con respecto al extremo A:

$$R_B(l_1 + l_2) - F \operatorname{sen} \theta(l_1 + l_2) - Wl_1 = 0 \quad (12)$$

Y de aquí se despejará  $R_B$ :

$$R_B = \frac{F \operatorname{sen} \theta(l_1 + l_2) + Wl_1}{(l_1 + l_2)} \quad (13)$$

Así mismo, sustituyendo (11) en (9):

$$R_A = W + F \operatorname{sen} \theta - \frac{F \operatorname{sen} \theta(l_1 + l_2) + Wl_1}{(l_1 + l_2)} \quad (14)$$

Considerando los siguientes datos:

$$W=120 \text{ [kg]} = 1177.2 \text{ [N]}$$

$$\theta = 70^\circ$$

$$F = 1500 \text{ [N]}$$

$$l_1 = 0.07 \text{ [m]}$$

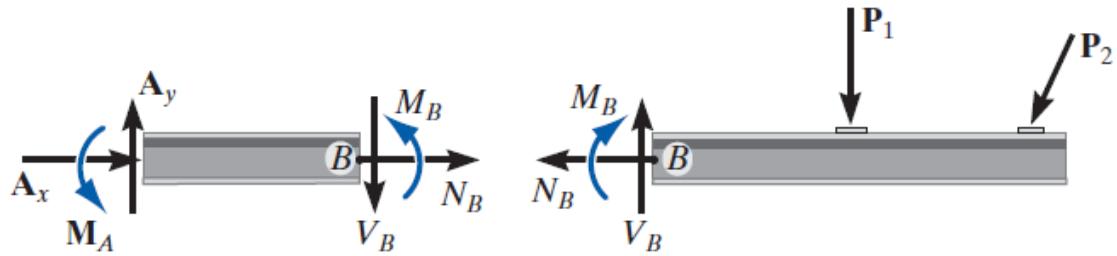
$$l_2 = 0.15 \text{ [m]}$$

Entonces  $R_A$  y  $R_B$  quedarían:

$$R_A = 802.6 \text{ [N]}$$

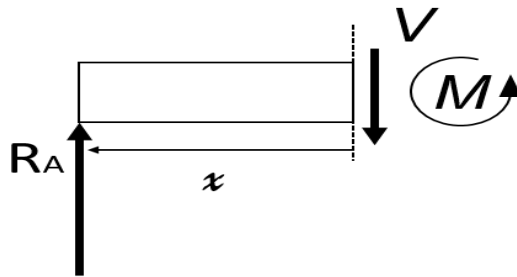
$$R_B = 1784.1 \text{ [N]}$$

Ahora determinaremos las fuerzas internas a las que estará sometida la viga, para cualquier elemento mecánico se consideran como fuerzas internas a  $N_B$  como la fuerza normal la cual actúa en perpendicular a la sección transversal y aquella fuerza que es tangente a la sección transversal es la fuerza cortante  $V_B$  (estas fuerzas evitan la traslación relativa entre los dos segmentos mostrados en la Figura 35) así mismo se tiene un momento



**Figura 35. Fuerza Normal, Fuerza Cortante y Momento Flexionante. [26]**

flexionante  $M_B$  el cual evita la rotación relativa. El cálculo de dichos esfuerzos se llevará a cabo a partir del método de las secciones: Para la sección  $0 \leq x < l_1$  y considerando la Figura 36, las ecuaciones de equilibrio (10), así como la convención de signos para la cual las fuerzas que tienen dirección hacia arriba y los momentos con dirección contraria a las manecillas del reloj como positivas.



**Figura 36. Sección  $0 \leq x < l_1$**

Considerando (10),

$$R_A - V = 0 \quad (15)$$

Entonces:

$$V = R_A \quad (16)$$

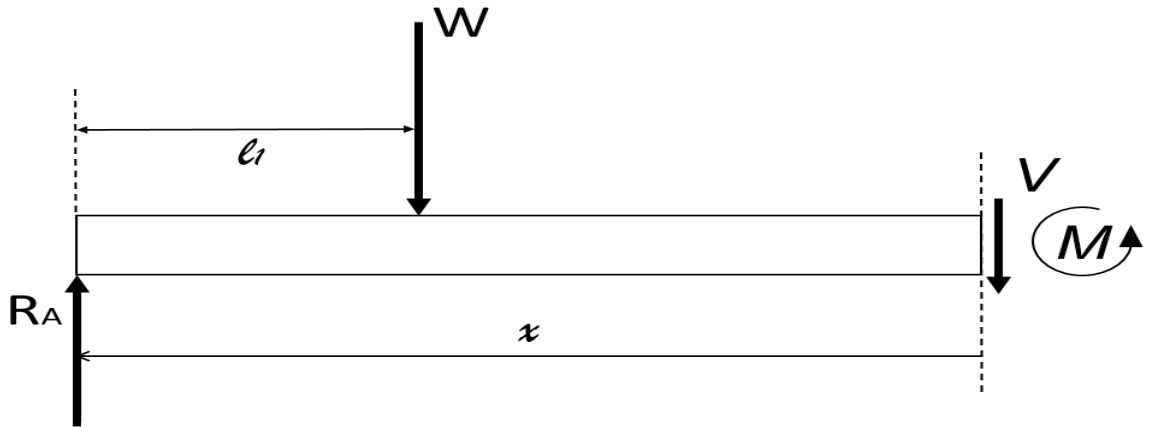
Para el momento flexionante se tiene:

$$M - R_A x = 0 \quad (17)$$

Por tanto:

$$M = R_A x \quad (18)$$

Ahora para la sección siguiente:



**Figura 37. Sección  $0 \leq x < l_1 + l_2$**

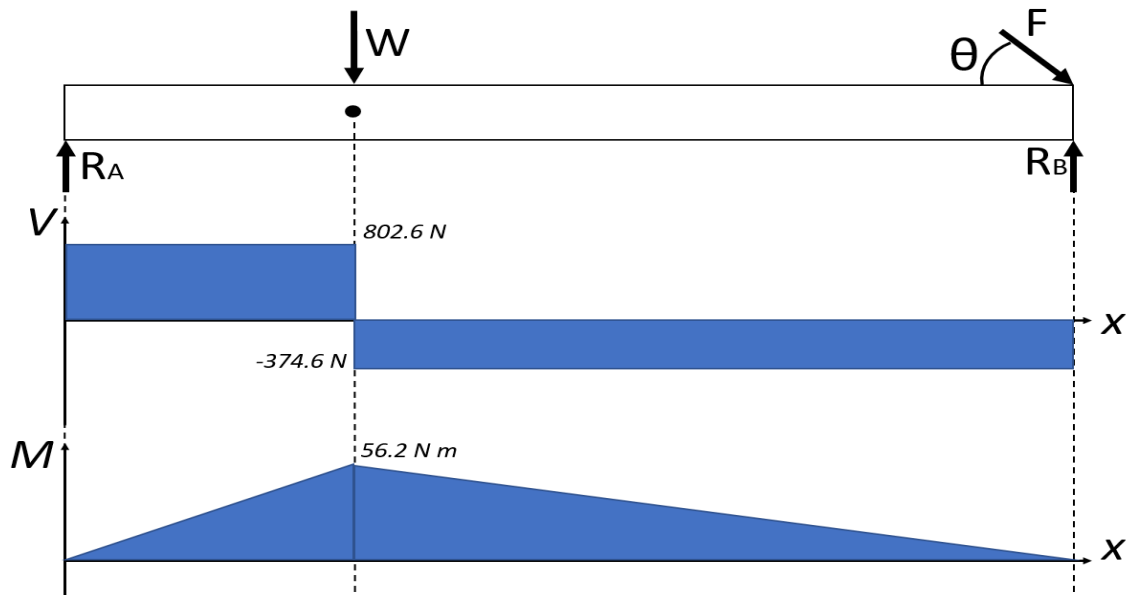
Para la fuerza cortante se tiene:

$$V = R_A - W \quad (19)$$

Y para el momento flexionante:

$$M = (R_A - W)x + Wl_1 \quad (20)$$

A partir de lo calculado se puede graficar la fuerza cortante y el momento flexionante en la viga (Figura 38):

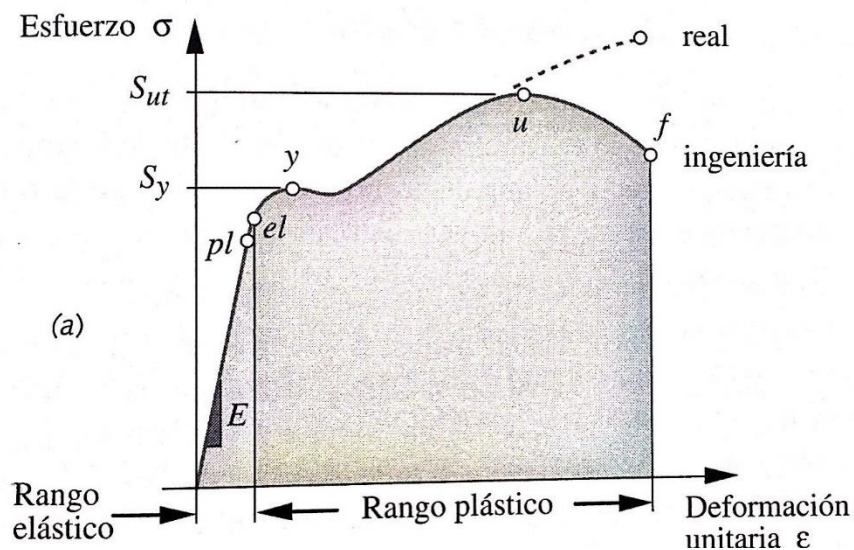


**Figura 38. Diagrama de Fuerza Cortante y Momento Flexionante**



Conociendo las fuerzas internas y externas que son aplicadas a nuestro elemento, así como las características geométricas del elemento y el material, es posible conocer de qué manera afectan a nuestro elemento, es decir, cuanto se deformará, con esto se podrá definir el factor de seguridad.

En la Figura 39 se muestra la gráfica de esfuerzo-deformación, en la gráfica se puede ver por el lado de las ordenadas el esfuerzo. Esfuerzo de Cedencia  $S_y$ , es el esfuerzo que se le aplica a un material, el cual apenas comienza a crear una deformación plástica permanente; el Esfuerzo último  $S_{ut}$ , esfuerzo en el que el material se fracturará; en el eje de las abscisas tenemos el Rango elástico (deformación en el material que se recupera al eliminar la fuerza aplicada); el Rango plástico (la deformación permanente en un material al aplicarse una carga y después de quitarla). [21]

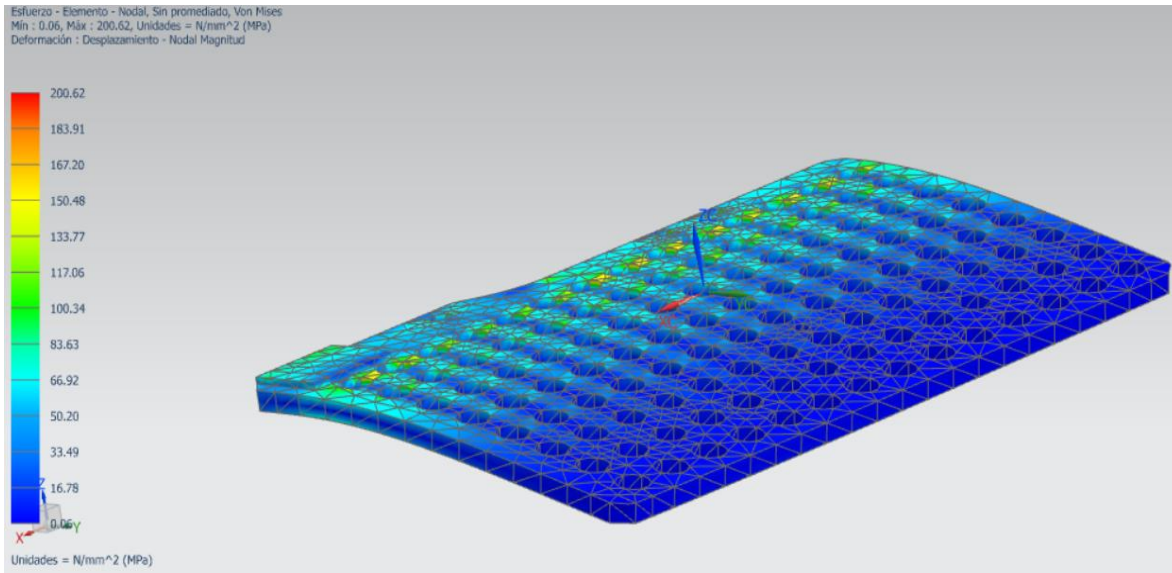


**Figura 39. Diagrama Esfuerzo-Deformación. [22]**

Para llevar a cabo el análisis de deformación en el elemento a partir de las cargas, se utilizó el programa NX8, a partir del Análisis de Elementos Finitos se calcularon la deformación y los esfuerzos en el elemento, para así mismo conocer el factor de seguridad [22], el cual está dado por:

$$n_s = \frac{\sigma_{perm}}{\sigma_{diseño}} \quad (21)$$

El esfuerzo permisible se tomará del esfuerzo de cedencia del material, es decir el punto antes de que el material pase a tener deformación plástica, el esfuerzo de diseño se obtendrá a partir del Método de elementos finitos, para el cuál se ha seleccionado una aleación de aluminio, Al 2014 cuya resistencia a la fluencia es de 393.7 [MPa], en la Figura

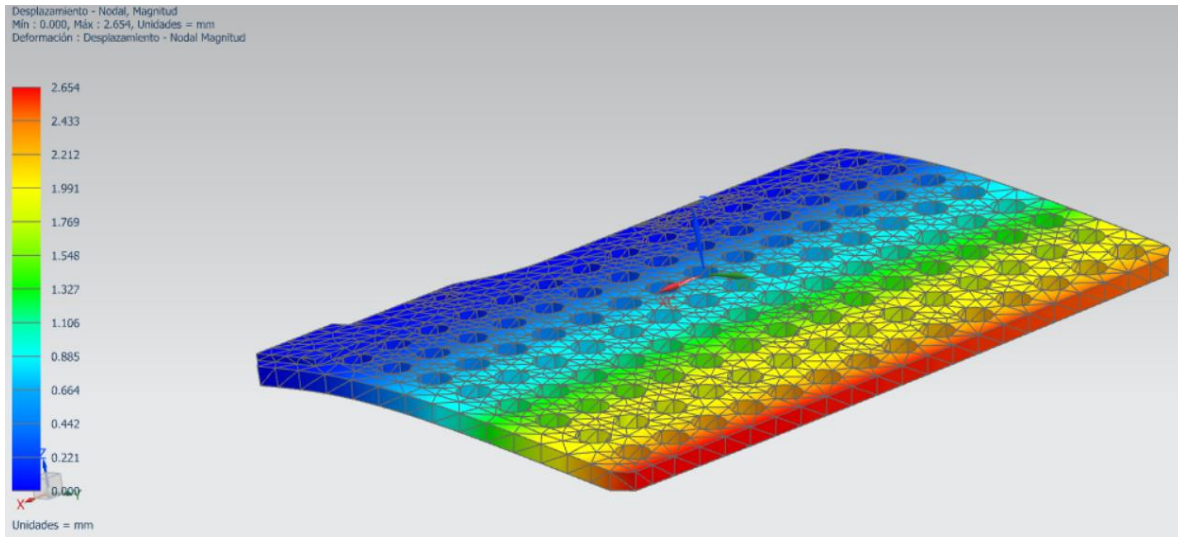


**Figura 40. Análisis del Esfuerzo de Diseño**

40 se muestra el análisis llevado a cabo, de la cual se obtuvo un esfuerzo máximo de 200.62 [MPa], este esfuerzo está señalado en la figura por la zona de color roja, la cual no se logra apreciar pues los puntos en los que se alcanza dicho esfuerzo son muy pequeños, a partir de la fórmula 21, se calcula el factor de seguridad, nuestro factor de seguridad sería de  $N_s=1.6$ .

Así mismo, de la Figura 41, se observa el análisis del desplazamiento de la pieza ante las cargas, teniendo como máximo desplazamiento 2.64[mm], en la figura la zona con coloración roja es la que sufre mayor desplazamiento, sin embargo, cabe señalar que este desplazamiento está dentro del rango de deformación plástica, lo que significa que el elemento volverá a su estado original. El espesor de la pieza es de 5.5 [mm] y para aligerar el peso de la pieza, se diseñó con orificios en toda el área rectangular, de tal manera que el peso es de 0.93 [kg], debido al material, el peso puede ser alto, sin embargo, como trabajo a futuro se considerará el uso de materiales más ligeros que ofrezcan mejores

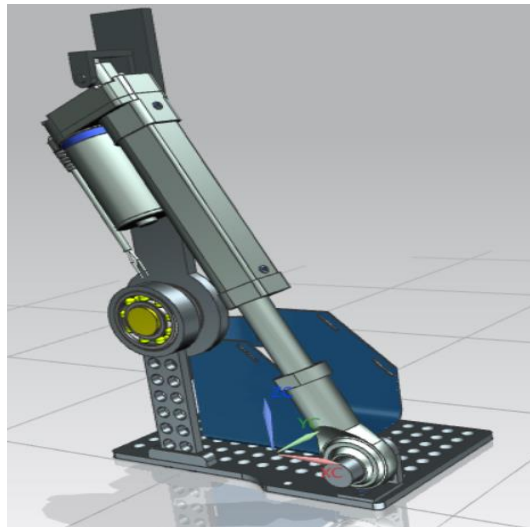
características de resistencia. Para esta primera configuración, y teniendo como un requerimiento el bajo costo el material se adecua perfectamente.



**Figura 41. Análisis del Desplazamiento Nodal.**

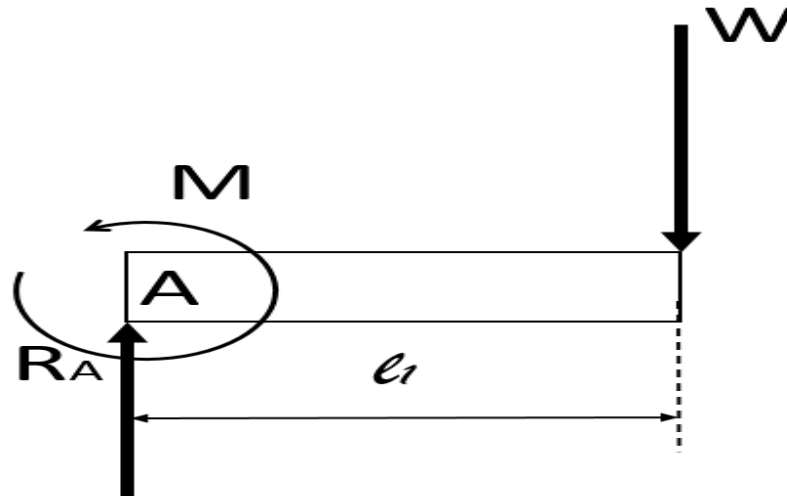
## Diseño del eje

Se llevó a cabo el diseño del eje que conectará el pie con la pierna, se utilizó el método descrito por Robert L. Mott [24], como se observa en la Figura 42 el peso estará soportado de un solo lado, esto con el fin de reducir el peso del diseño.



**Figura 42. Modelo del diseño del pie de exoesqueleto.**

El diagrama de cuerpo libre del eje está representado en la Figura 40.



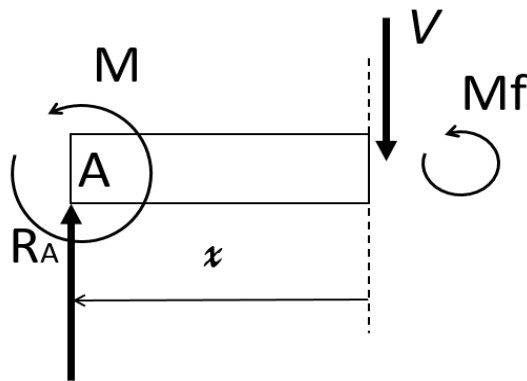
**Figura 40. Diagrama de Cuerpo Libre del eje del tobillo del exoesqueleto.**

De las ecuaciones de equilibrio (10) tenemos que:

$$R_A = W \quad (22)$$

$$M = Wl_1 \quad (23)$$

A partir del método de las secciones obtendremos el Momento Flexionante y la Fuerza Cortante (Figura 41):



**Figura 41. Diagrama para  $0 \leq x < l_1$**

Con las ecuaciones de equilibrio (1) tenemos que para este rango de x:

$$V = R_A \quad (24)$$

$$Mf = R_A x - M \quad (25)$$

Considerando los siguientes datos.

$$W=1177.2 \text{ [N]}$$

$$l_1=0.027 \text{ [m]}$$

Así sustituyendo en (13), (14), (15) y (16):

$$R_A= 1177.2 \text{ [N]}$$

$$M=31.7844 \text{ [N m]}$$

$$V=1177.2 \text{ [N]}$$

$$Mf_{x=0}=31.7844 \text{ [N m]}$$

$$Mf_{x=l_1}= 0$$

Las gráficas del Momento flexionante y Fuerza se representan en la Figura 42.

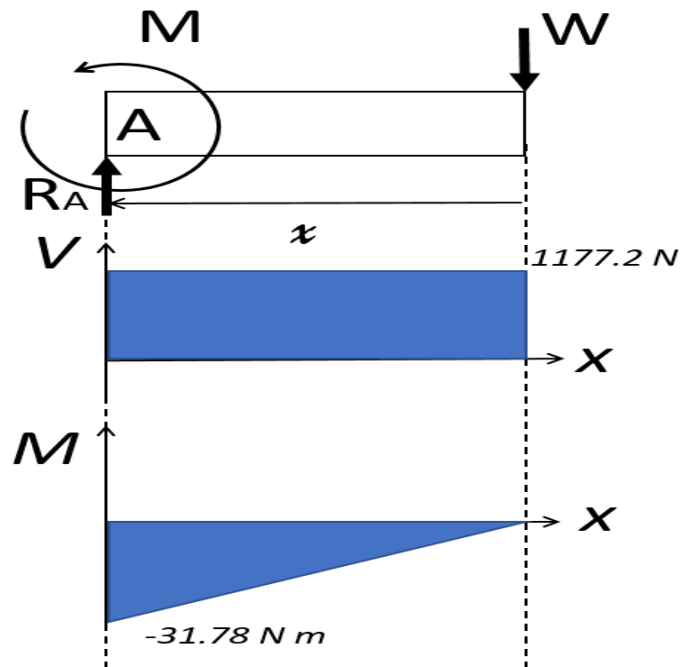


Figura 42. Diagrama para  $0 \leq x < l_1$

La fórmula para calcular el diámetro de un eje es: [24]

$$d = \left[ \frac{32N}{\pi} \sqrt{\left( K_t \frac{M}{S_n} \right)^2 + \frac{3}{4} \left( \frac{Tm}{S_y} \right)^2} \right]^{1/3} \quad (26)$$

Dónde:

*N*: Factor de Seguridad

*M*: Momento flexionante

*K<sub>t</sub>*: Coeficiente de discontinuidades geométricas.

*S<sub>n</sub>*: Resistencia a la fatiga

*Tm*: Par de torsión

*S<sub>y</sub>*: Resistencia a la fluencia

De la fórmula (26), se requiere definir algunos de los coeficientes para llevar a cabo el cálculo, cabe destacar que será calculado a partir del Sistema Inglés de Unidades. Comenzaremos por definir el Par de Torsión *Tm* al que estará sometido, este es el que el actuador desarrollará cuando esté en funcionamiento. El Par de Torsión está dado por:

$$Tm = F \text{sen} \theta r \quad (27)$$

Considerando:

$$F = 1500 [N] = 337.213 [lb]$$

$$\theta = 70^\circ$$

$$r = 0.087 [m] = 3.4252 [in]$$

El Par de Torsión será:

$$Tm = 1085.37 [lbf in]$$

Ahora se establecerá un factor de seguridad *N* para el eje, se utilizará un factor *N*=2, usado para diseño de ejes donde hay una confianza promedio en los datos de resistencia del material y de las cargas [24]

El Momento Flexionante  $M$  está dado por:

$$M = 281.3155 \text{ [lbf in]}$$

El material que se utilizará será aluminio 2014 con  $S_y=60000$  [psi] y  $S_u=70000$  [psi] según el manual ASM International [27], se debe obtener la resistencia a la fatiga corregida  $S_n'$  en función de la resistencia a la tensión  $S_n$ ,

$$S_n' = C_s C_r S_n \quad (28)$$

De (28) el coeficiente  $C_s$  es el factor de tamaño, a partir de la figura 5-9 de la página 175 del libro de Robert Mott [24] suponiendo un diámetro de 1[in], el factor de tamaño sería  $C_s=0.88$ . Para el coeficiente  $C_r$  o factor de confiabilidad se utilizó el valor para una confiabilidad deseada del 99%, entonces  $C_r=0.81$ , por último, para la resistencia a la fatiga  $S_n$ , se tomó el valor indicado en el manual ASM Intenational [27] para  $S_u=70$  [ksi] el  $S_n=31000$ [psi], por tanto:

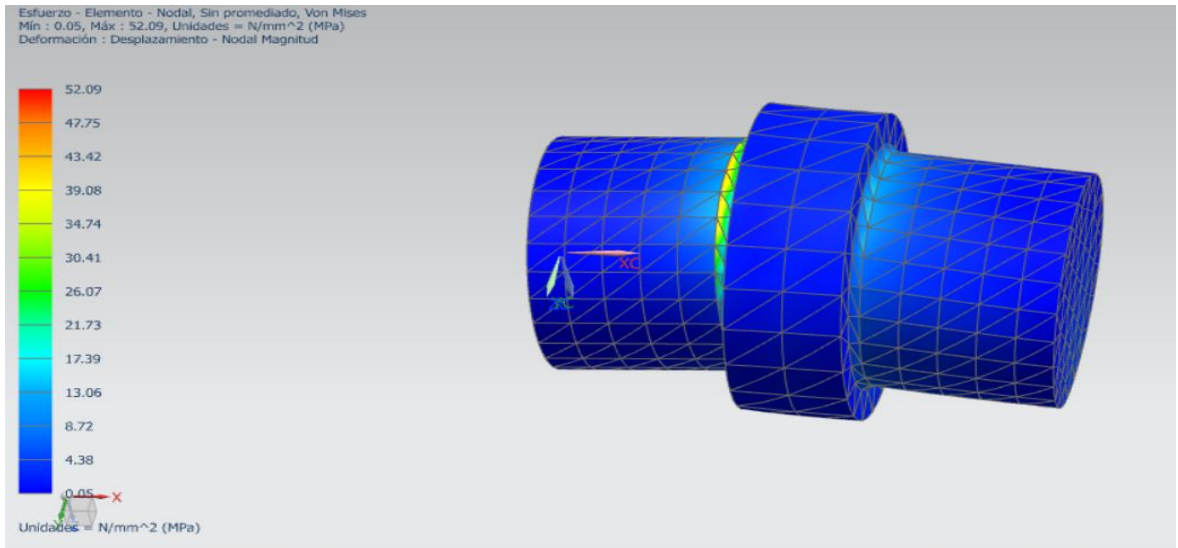
$$S_n' = 22096 \text{ [psi]}$$

Para el factor de concentración de esfuerzos  $K_t$ , en el eje se considera tener un escalón para el cual irá montado un rodamiento por cada extremo del eje, se usó el modelo de chaflán agudo, es decir con un radio de chaflán pequeño, a recomendación del factor de concentración de esfuerzos por Robert Mott [24] para chaflanes agudos consideraremos  $K_t=2.5$ .

Con los factores determinados serán sustituidos en (26), el cálculo para el eje usando aluminio 2014 es:

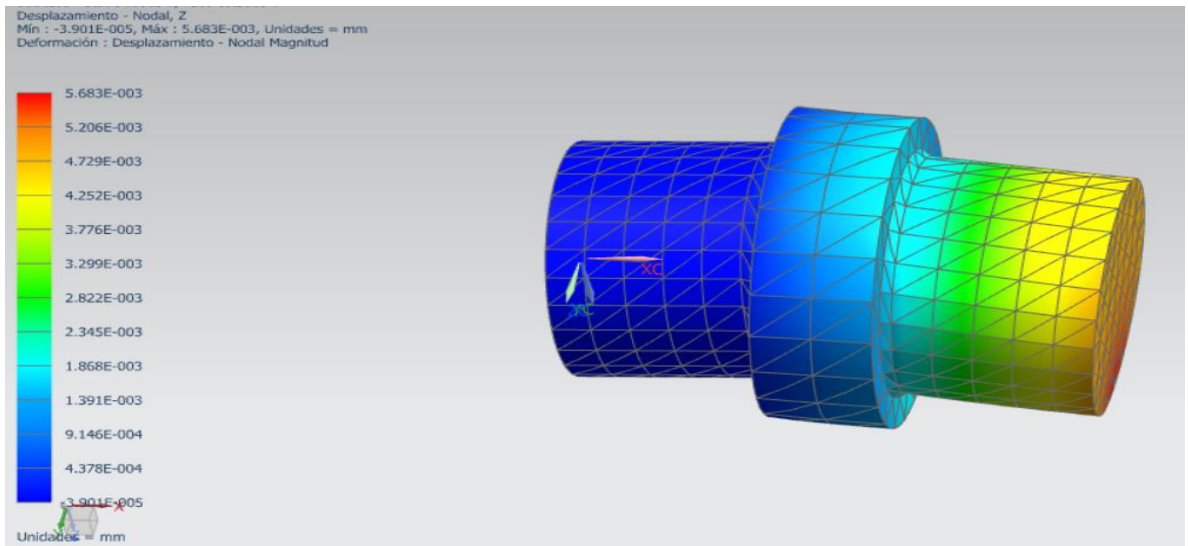
$$d = 22.79 \text{ [mm]}$$

El diámetro obtenido no es comercial, por esta razón se usó un diámetro de 25 [mm]. Se llevó a cabo el Análisis de Elemento Finito para el eje que se muestra en la Figura 43, se obtuvo el esfuerzo de diseño, el cual tiene como valor máximo 52.13 [MPa].



**Figura 43. Análisis del Esfuerzo de Diseño.**

Mientras que en la Figura 44 se denota la simulación del desplazamiento del eje; el desplazamiento máximo en el eje es de 5.683 [ $\mu\text{m}$ ].



**Figura 44. Análisis de desplazamiento.**

El factor de seguridad del eje es de  $N=4$ , el factor de seguridad resultó ser alto, no obstante, estará soportando el peso del cuerpo y del exoesqueleto, además de tener movilidad en los movimientos de Eversión/Inversión y Abducción/Aducción, por lo que se debe asegurar que no fallará, motivo por el cual se decidió dejar este elemento con un factor de seguridad alto, se buscará a futuro disminuir este factor de seguridad usando otro material.



## Selección del rodamiento

El propósito de un rodamiento es soportar una carga y al mismo tiempo permitir el movimiento relativo entre dos elementos de una máquina, conocidos coloquialmente como baleros, usan bolas esféricas o algún otro tipo de rodillos entre los elementos estacionario y móvil; el tipo más común soporta un eje rotatorio y resiste cargas puramente radiales. [24]. En la Tabla 3.3 siguiente se muestra la comparación de los distintos tipos de rodamientos, para la capacidad de carga a los que pueden estar sometidos, las cargas radiales actúan hacia el centro del cojinete, a lo largo de un radio; estas cargas son comunes a las que causan los elementos de transmisión de potencia, como los engranes rectos, las poleas, entre otros. Las cargas de empuje son aquellas que actúan paralelamente a la línea a la línea central del eje, por ejemplo, los rodamientos que sostienen ejes verticales están sometidos a estas cargas de empuje. El desalineamiento se refiere a desviación angular de la línea central del eje en el rodamiento, respecto al eje real del mismo rodamiento.

<i>Tipo de rodamiento</i>	Capacidad de carga radial	Capacidad de carga de empuje	Capacidad de desalineamiento
<i>Una hilera de bolas con ranura profunda</i>	Buena	Regular	Regular
<i>Doble hilera de bolas con ranura profunda</i>	Excelente	Buena	Regular
<i>Contacto angular</i>	Buena	Excelente	Mala
<i>Rodillos cilíndricos</i>	Excelente	Mala	Regular
<i>Agujas</i>	Excelente	Mala	Mala
<i>Rodillos esféricos</i>	Excelente	Regular a Buena	Excelente
<i>Rodillos cónicos</i>	Excelente	Excelente	Mala

**Tabla 3.3. Comparación de los tipos de rodamiento. [24]**

Para nuestro eje será usado un rodamiento radial, se usará un rodamiento doble de hilera de bolas a rótula, este tipo de rodamientos no se ven afectados ante las desalineaciones angulares del eje en relación con el soporte, generan menos fricción en comparación con otros rodamientos, producen bajo nivel de ruido y requieren de un mantenimiento mínimo, lo que se traduce a una mayor vida útil, así mismo tienen bajos requisitos de carga mínima. [25]

Las desalineaciones de los ejes se pueden deber a estar sometidos a flexión, para nuestra aplicación este tipo de rodamiento servirá para dar un grado de libertad mínimo ante posibles irregularidades de la superficie donde puede andar el usuario, los rodamientos permiten una desalineación de hasta 3° la cual se empleará para el movimiento de inversión y eversión.

La carga a la que estará sometido el rodamiento será al peso del exoesqueleto y al del usuario el cuál será de 120 [kg]. La carga equivalente está dada por la ecuación siguiente:

$$P_d = PV \quad (29)$$

Donde  $V$  es el factor de rotación, se considera 1 cuando la pista interior del mismo es la que gira, tal y como será para nuestro caso, por lo tanto:

$$P_d = 120[kg] * 9.81 \left[ \frac{m}{s^2} \right] = 1177.2 N$$

Para conocer la vida útil de un rodamiento se debe conocer la capacidad de carga dinámica básica, la cual se define como la carga con la que un rodamiento puede funcionar para alcanzar una duración nominal ( $L_{10}$ ) de un millón de revoluciones (rev), esta duración nominal es una manera de presentar los resultados de muchas pruebas en rodamientos con determinado diseño, representa la duración que podría alcanzar el 90% de los rodamientos con determinada carga nominal, o bien la duración que no alcanzaría el 10% de los rodamientos, es por ello que se ve designada por  $L_{10}$ . La capacidad de carga dinámica básica está dada por [24]:

$$C = \left( P_d \frac{L_d}{10^6} \right)^{\frac{1}{k}} \quad (30)$$

Donde  $P_d$  es la carga radial del rodamiento, calculado anteriormente,  $k$  es el factor según sea el tipo de rodamiento, para rodamiento de bolas  $k=3$ , y  $L_d$  es la duración nominal, que está dada por:

$$L_d = (h)(rpm)\left(60\frac{min}{h}\right) \quad (31)$$

Las horas  $h$  se supondrán de 2000 [h], esto implica que el exoesqueleto sería usado por 5 horas los 365 días del año, dejando algunas horas de uso extra, las revoluciones por minuto ( $rpm$ ) estará dado por la velocidad y es de  $rpm=0.6585$ . Sustituyendo en (31),

$$L_d = (2000h)(0.6585rpm)\left(60\frac{min}{h}\right) = 79,020 [rev]$$

Así mismo, sustituyendo en (21),

$$C = 4.53[N]$$

La capacidad de carga dinámica es muy baja, esto se debe a que la velocidad de trabajo es pequeña, según la hoja de especificaciones del rodamiento que se ha seleccionado de la marca SKF el modelo 1205 EM, con capacidad de carga dinámica de hasta 14 [kN], claramente está muy por encima que el obtenido anteriormente [25], se debe destacar que los rodamientos comerciales en general son diseñados para periodos de trabajo altos y cargas grandes. Se podría considerar en un trabajo a futuro, buscar una solución que satisfaga de mejor manera las desalineaciones y el soporte de la carga sin tener que usar un rodamiento.

### **Elementos Adicionales.**

Como se mencionó anteriormente, se usaron rodamientos de tipo rótula que permiten la desalineación de la configuración ante irregularidades del terreno, debido a que dichas desalineaciones afectarán al actuador se incorporó al husillo del mismo una rótula, esta permite que la desalineación se lleve a cabo sin afectar la posición del actuador. La rotula que se utilizó es de la marca THK, modelo NHS-T20, según sus especificaciones, para este modelo, la máxima desalineación alcanzada es de 24°, mientras que la carga estática que puede soportar es de 27.8 [kN]. [29]

Para la sujeción de los rodamientos a ejes, se utilizaron anillos de retención comerciales, para el eje del tobillo fueron usados anillos SH98, capaces de soportar una carga de empuje

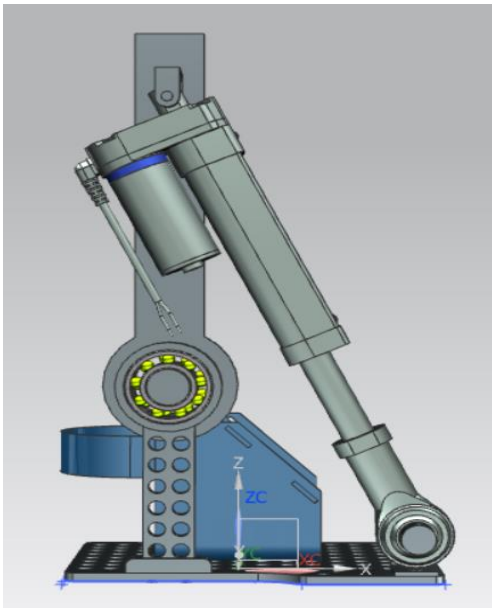
de poco más de 21.8 [kN]. Para el caso de la rótula se utilizó un anillo SH68 con capacidad de carga de empuje de 15.3 [kN] y por último para el eje del actuador se usó un anillo de retención SH25, con capacidad de carga de 2.6 [kN], todos con un a factor de seguridad de 4. [30]

Como elementos de unión se utilizaron de dos tipos, remaches y tornillos. Para el caso de los tornillos fueron usados los modelos M8 x 7 y M5 x 10. Sólo se usó un tipo de remache ciego del modelo DIN 7337 A5 x 8 de acero inoxidable. [31]

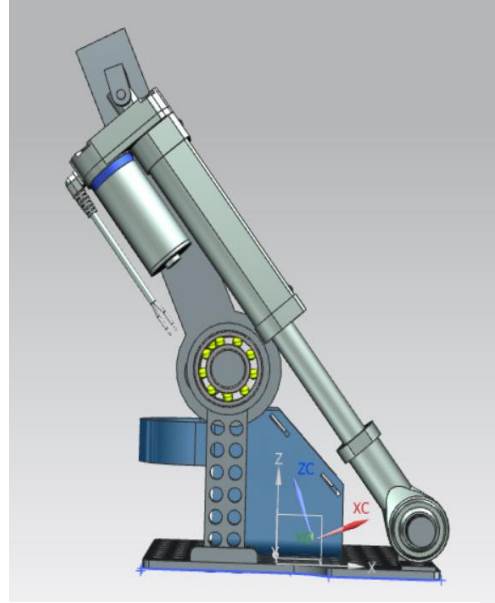
## IV-RESULTADOS

---

En este capítulo se presentan los resultados del Análisis de Elemento Finito a los componentes que se diseñaron, así mismo serán presentados los factores de seguridad de los mismos, como ya se ha dicho estas simulaciones se han llevado a cabo en el Software Unigraphics NX 8.5. El material con el que se ha hecho el análisis corresponde a dos tipos de aleaciones de Aluminio; Aluminio 2014 y Aluminio 5086. Así mismo, se consideraron las posiciones máximas que alcanzará el actuador para garantizar los ángulos que se exigen para la configuración. En la Figura 45, se muestra la posición inicial ( $0^\circ$ ) de la configuración; mientras que en la Figura 46 se muestra la posición máxima que se alcanzaría cuando la pierna se retrasa con respecto al tobillo alcanzando un ángulo de  $25^\circ$ , el desplazamiento del husillo del actuador para llegar a dicha posición es de 30 [mm], considerando la velocidad del actuador, el movimiento demoraría un tiempo máximo de 5 [s].

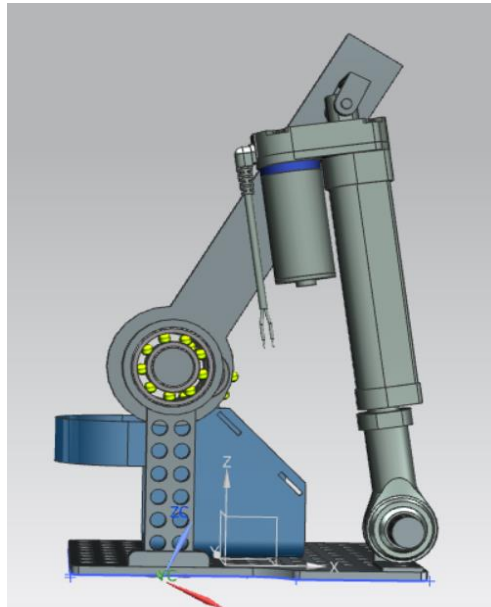


**Figura 45. Posición inicial.**



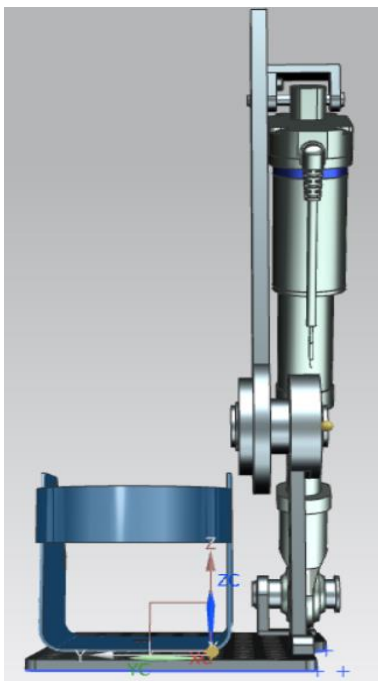
**Figura 46. Plantiflexión a  $25^\circ$ .**

Por otro lado, en la Figura 47, se tiene la segunda posición máxima, cuando la pierna se adelanta al tobillo formando un ángulo de  $30^\circ$ , el desplazamiento del husillo del actuador a partir de la posición inicial hasta la posición antes mencionada es de 59 [mm], el actuador tardaría un tiempo máximo de 10 [s].

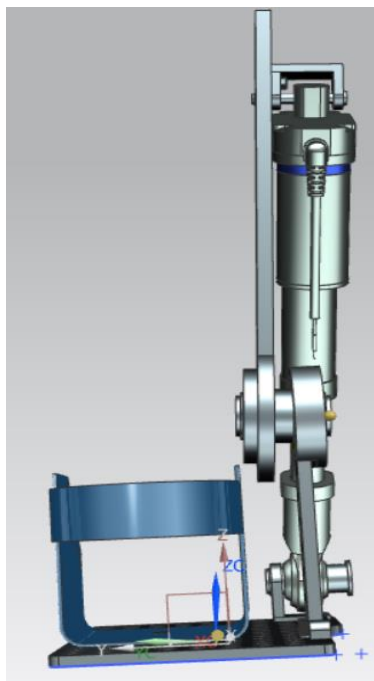


**Figura 47. Dorsiflexión a 30°.**

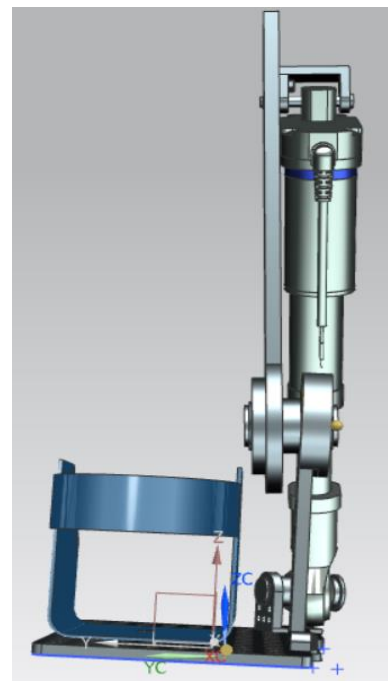
Para el movimiento de eversión e inversión del tobillo, la configuración es capaz de soportar una desalineación de 3° en cada uno de los movimientos mencionados, esto permite que el dispositivo pueda adaptarse a irregularidades del suelo. En la Figura 48, se presenta la posición inicial de la configuración, mientras que en la Figura 49 y la Figura 50



**Figura 48. Posición inicial.**



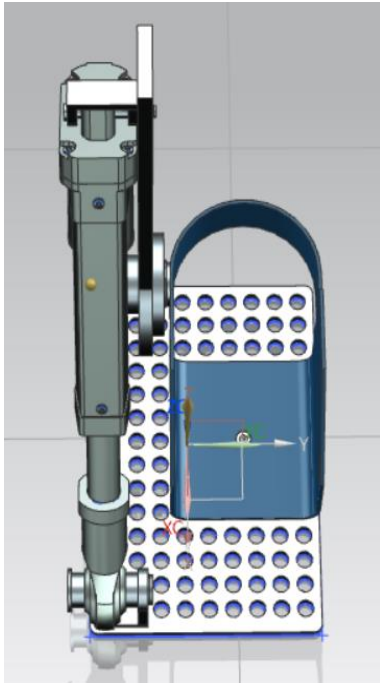
**Figura 49. Eversión a 3°.**



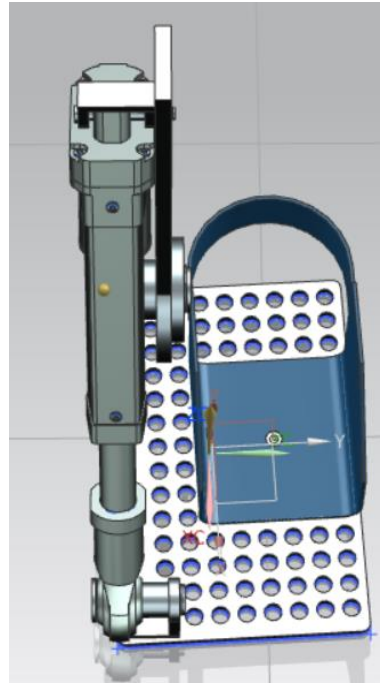
**Figura 50. Inversión a 3°.**

se muestran las desalineaciones de  $3^\circ$ , esto permite que el dispositivo pueda adaptarse a irregularidades del suelo.

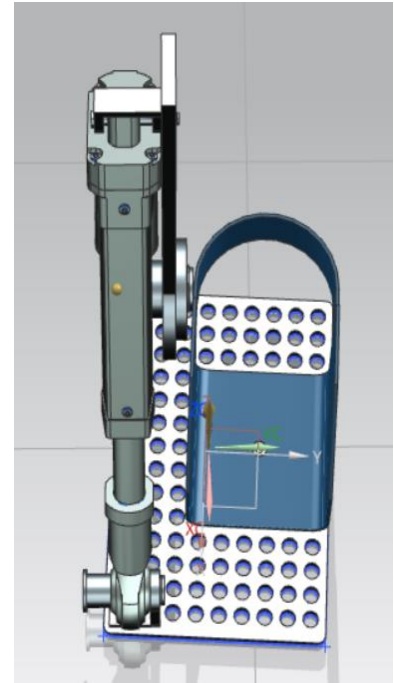
Así mismo, los movimientos de abducción y aducción se muestran en la Figura 52 y la figura 53, en la Figura 49 se muestra la posición inicial de la configuración, el ángulo de desalineación es de  $3^\circ$ .



**Figura 51. Posición inicial.**



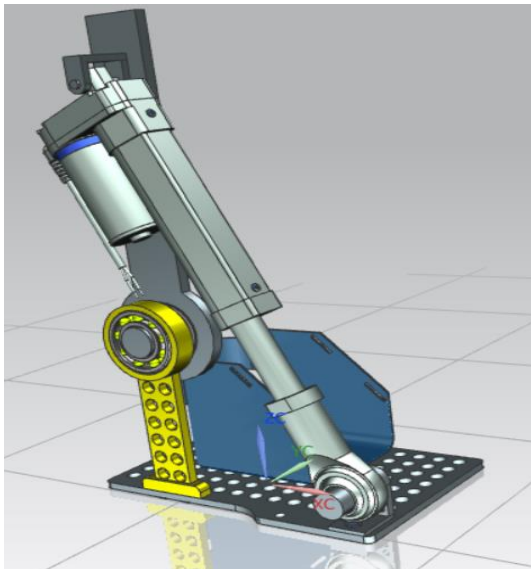
**Figura 52. Aducción a  $3^\circ$**



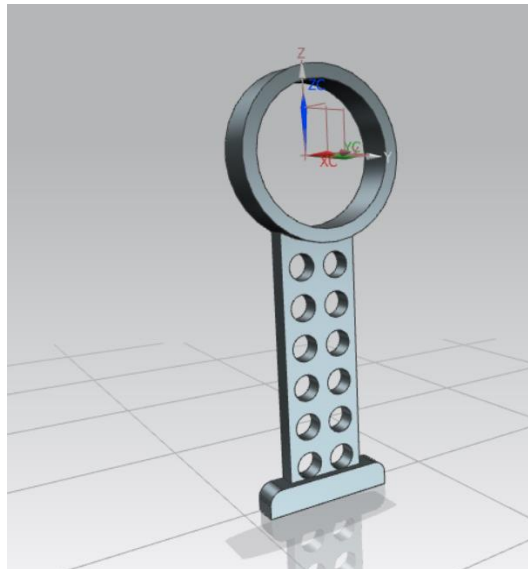
**Figura 53. Abducción a  $3^\circ$ .**

A continuación, se presentan los resultados del Análisis de Elemento Finito de cada uno de los elementos diseñados, en las tablas se muestran las características del material usado, las deformaciones, el esfuerzo al que estará sometido y el factor de seguridad de los mismos. El peso total de las piezas es de 1.634 [kg], mientras que el actuador tiene un peso de 1.5 [kg], por lo tanto, el peso total del dispositivo es de 3.134 [kg]. Al final de este trabajo se tienen los planos de diseño de los elementos. [33]

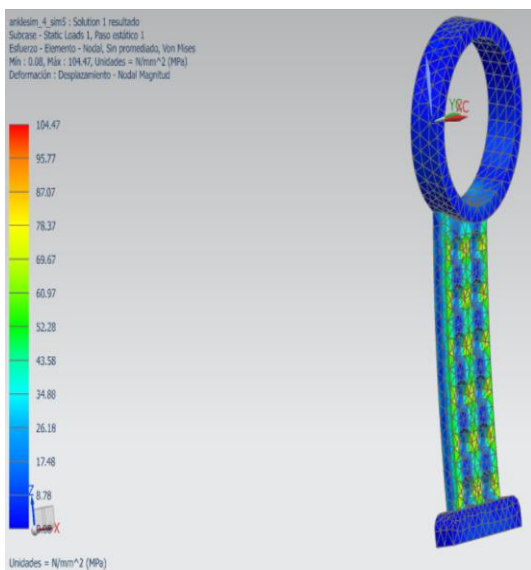
Elemento:	ANKLE_SUPP
Material:	Aluminio 5086
Peso [kg]:	0.236
Deformación máxima:	[mm]
X	1.65
Y	0.01
Z	0.037
Esfuerzo Von Misses [MPa]:	104.5
Factor Seguridad:	2



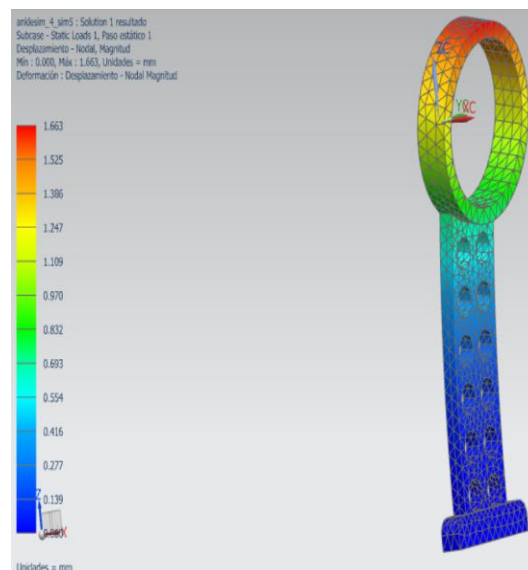
**Figura 54. Elemento señalado de la configuración completa.**



**Figura 55. Vista individual del elemento.**



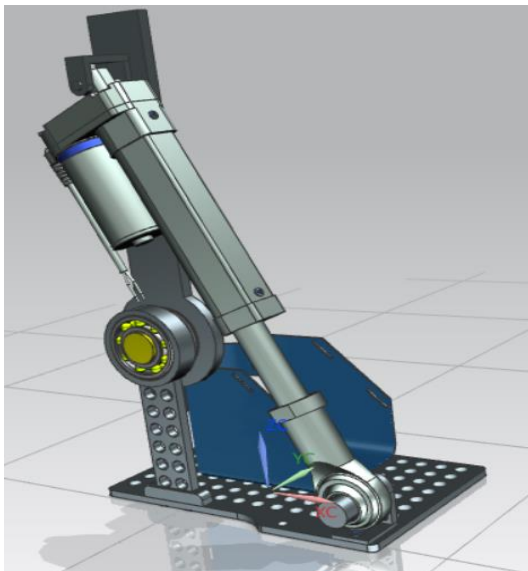
**Figura 56. Esfuerzo de Von Misses.**



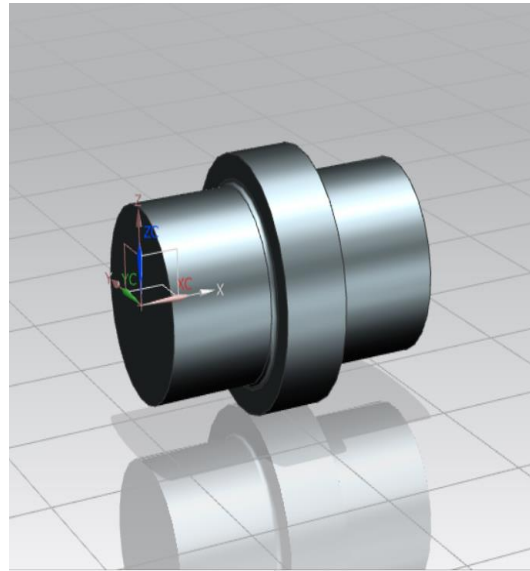
**Figura 57. Desplazamiento nodal.**



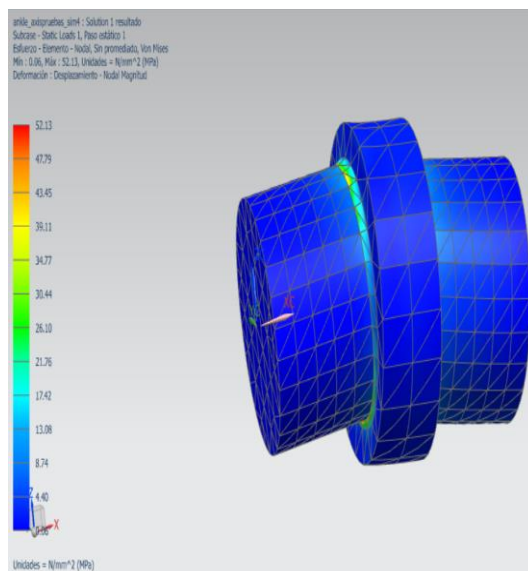
Elemento:	ANKLE_AXIS
Material:	Aluminio 5086
Peso [kg]:	0.198
Deformación máxima:	[mm]
X	0.0018
Y	0.0003
Z	0.00006
Esfuerzo Von Misses [MPa]:	52.13
Factor Seguridad:	4



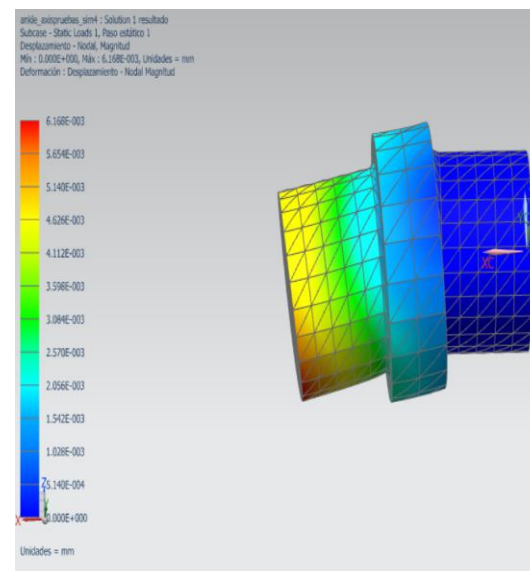
**Figura 58. Elemento señalado de la configuración completa.**



**Figura 59. Vista individual del elemento.**

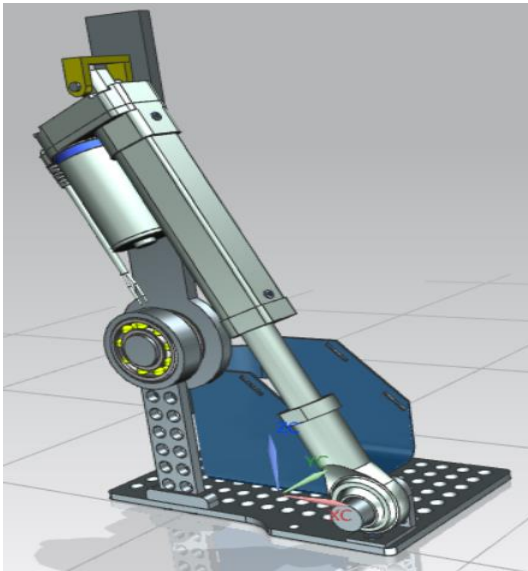


**Figura 60. Esfuerzo de Von Misses.**

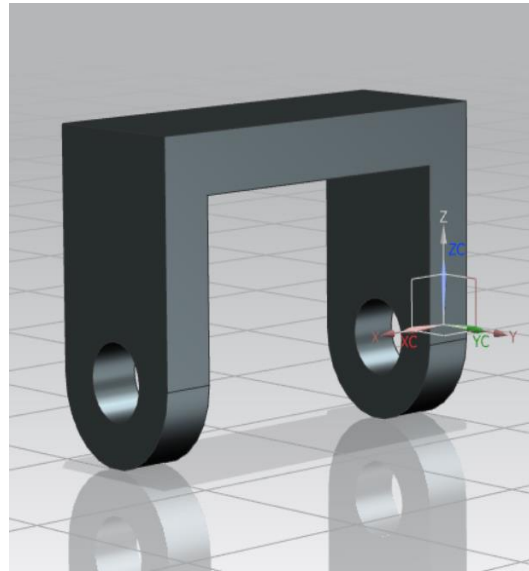


**Figura 61. Desplazamiento nodal.**

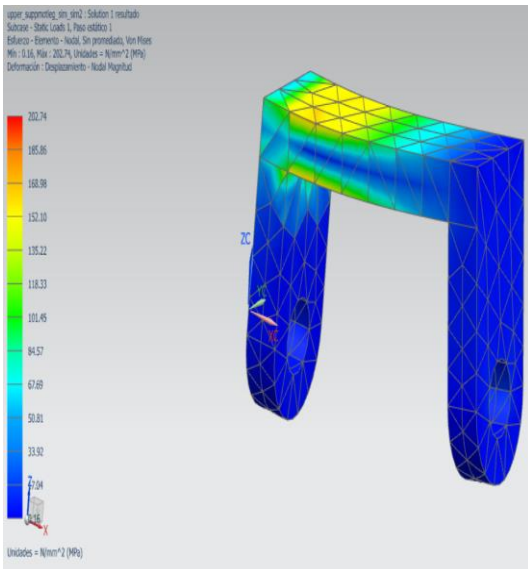
Elemento:	UPAACT SUPP
Material:	Aluminio 2014
Peso [kg]:	0.0407
Deformación máxima:	[mm]
X	0.4438
Y	0.0042
Z	0.4435
Esfuerzo Von Misses [MPa]:	202.7
Factor Seguridad:	1.6



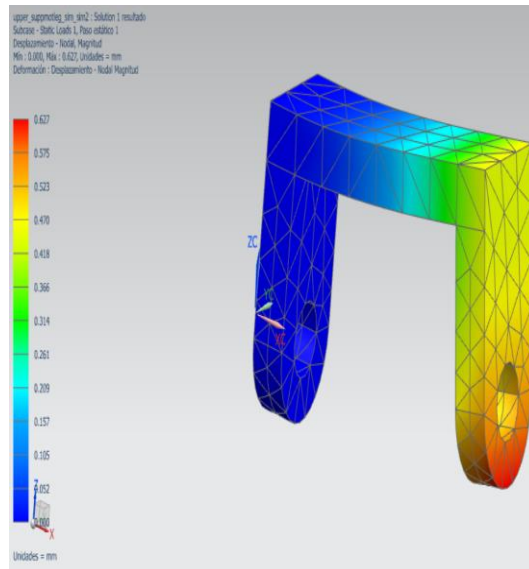
**Figura 62. Elemento señalado de la configuración completa.**



**Figura 63. Vista individual del elemento.**

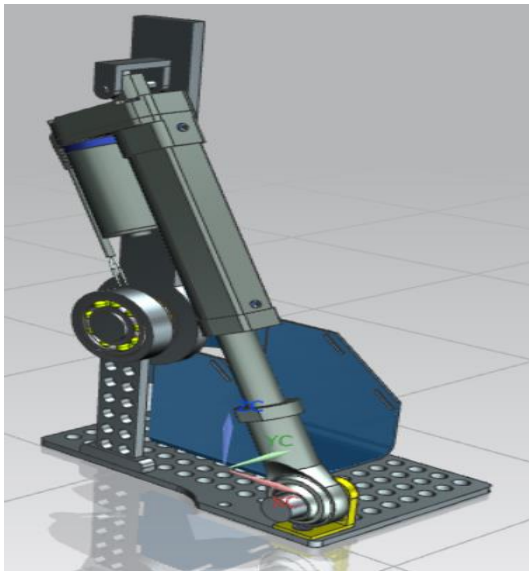


**Figura 64. Esfuerzo de Von Misses.**

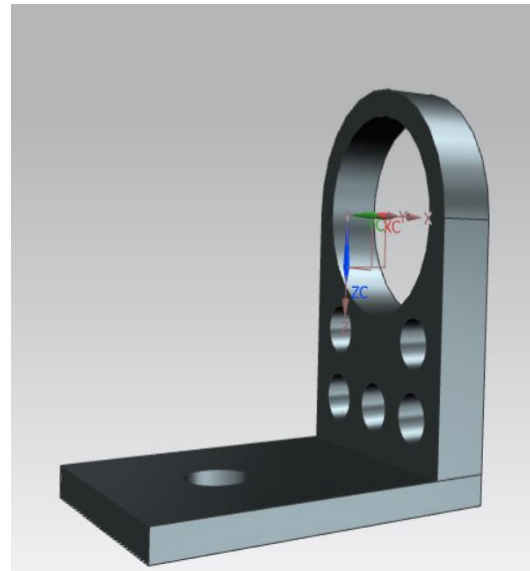


**Figura 65. Desplazamiento nodal.**

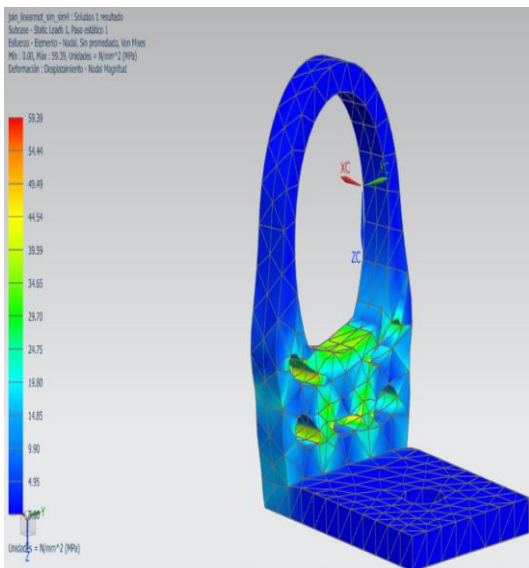
Elemento:	LOWACT_SUP
Material:	Aluminio 5086
Peso [kg]:	0.0413
Deformación máxima:	[mm]
X	0.0019
Y	0.0021
Z	0.0054
Esfuerzo Von Misses [MPa]:	59.39
Factor Seguridad:	3.6



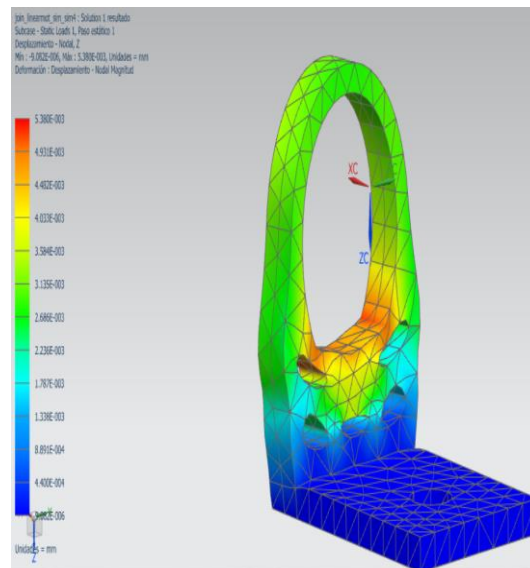
**Figura 66. Elemento señalado de la configuración completa.**



**Figura 67. Vista individual del elemento.**

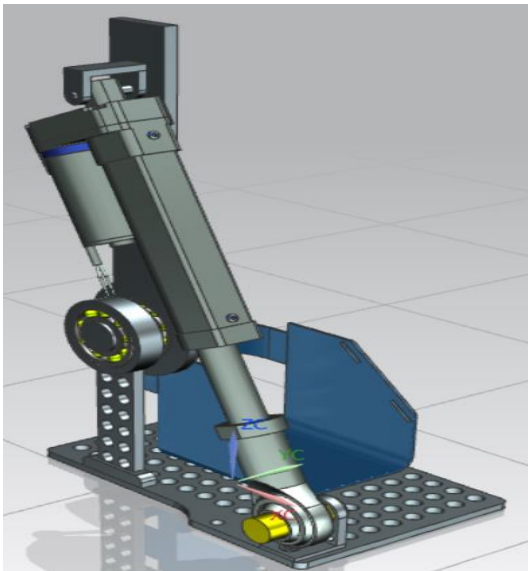


**Figura 68. Esfuerzo de Von Misses.**

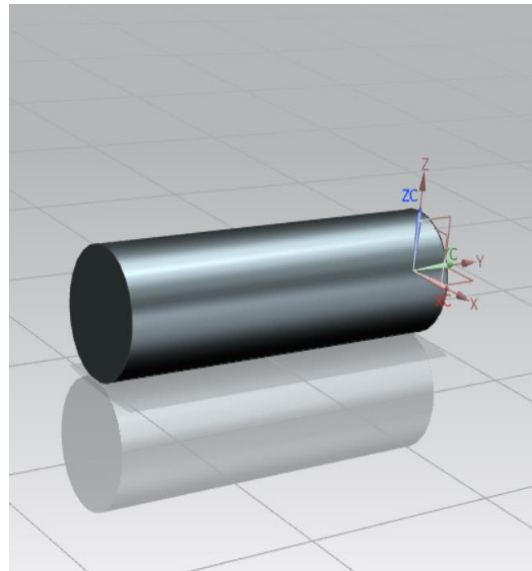


**Figura 69. Desplazamiento nodal.**

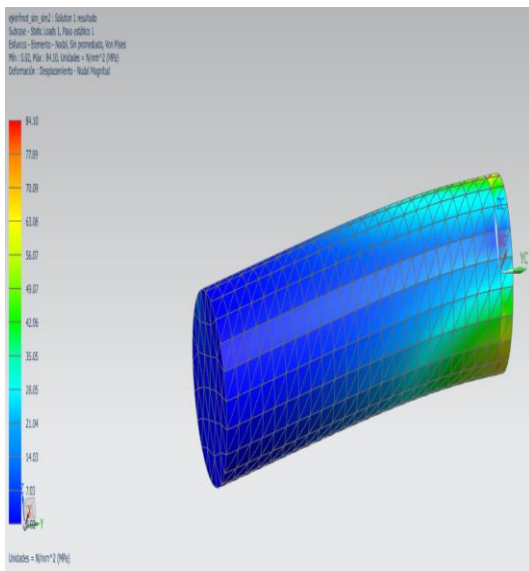
Elemento:	LOW_AXIS
Material:	Aluminio 5086
Peso [kg]:	0.177
Deformación máxima:	[mm]
X	0.0012
Y	0.0226
Z	0.0001
Esfuerzo Von Mises [MPa]:	84.1
Factor Seguridad:	2.5



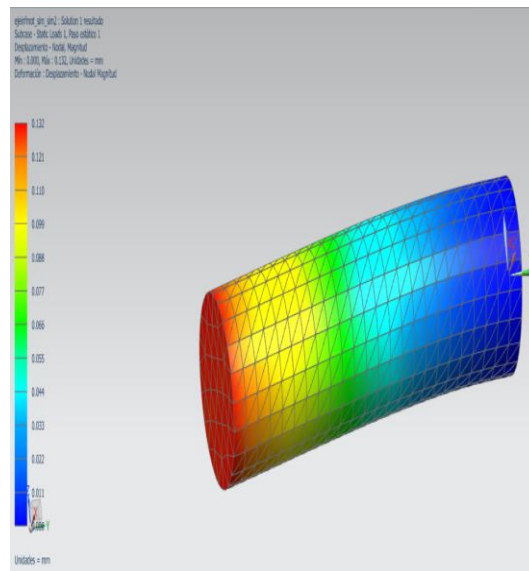
**Figura 70. Elemento señalado de la configuración completa.**



**Figura 71. Vista individual del elemento.**

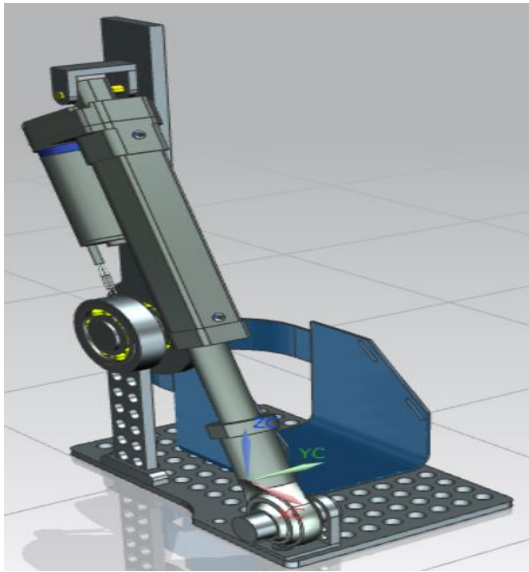


**Figura 72. Esfuerzo de Von Mises.**

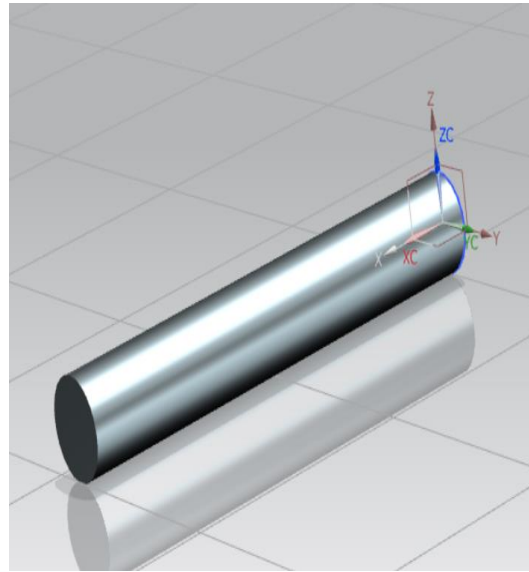


**Figura 73. Desplazamiento nodal.**

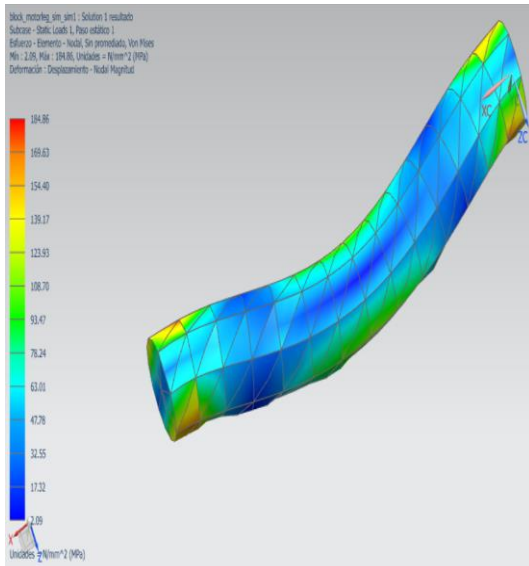
Elemento:	UPPACT_LOCK
Material:	Aluminio 2014
Peso [kg]:	0.011
Deformación máxima:	[mm]
X	0.012
Y	0.0013
Z	0.062
Esfuerzo Von Misses [MPa]:	184.9
Factor Seguridad:	1.8



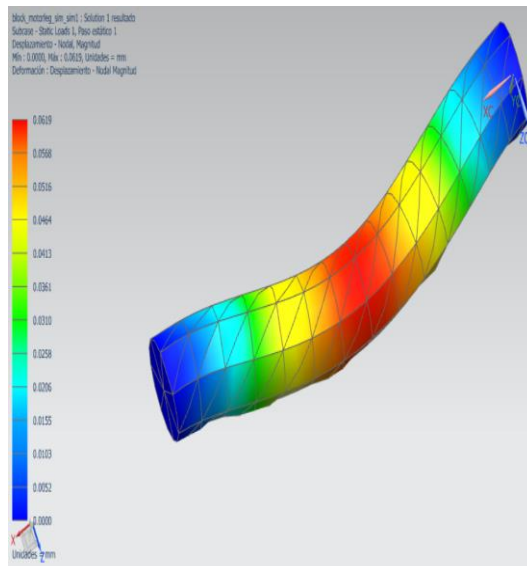
**Figura 74. Elemento señalado de la configuración completa.**



**Figura 75. Vista individual del elemento.**



**Figura 76. Esfuerzo de Von Misses.**



**Figura 77. Desplazamiento nodal.**

## V-CONCLUSIONES

---

La intención de este trabajo de tesis es asentar las bases para dar continuidad al proyecto de la construcción de un Exoesqueleto que permita a personas con deficiencias motrices, como es el caso de la paraplejia, llevar una vida normal y mejorar su calidad de vida. A partir del estado del arte de los exoesqueletos presentado en el capítulo uno se adquirió un panorama de aquellos dispositivos que ya han sido creados, así mismo, se describió el ciclo de la marcha obteniendo los grados de movimiento que la articulación del tobillo es capaz de desarrollar cuando una persona camina, se determinó la importancia de la articulación metatarsofalángica durante la marcha.

Se decidió utilizar un método de diseño para asegurar que la configuración que se eligiera cumpliera con todos los requerimientos necesarios para el objetivo, a partir del método asentado por Nigel Cross, se discernieron los requerimientos y funciones de nuestra configuración, con ello se construyó la función de calidad y la relación e importancia entre ellos. Con lo ya mencionado, se dio paso al asentamiento de las especificaciones que nuestra configuración debía cumplir y con ello a la generación de las alternativas, los diferentes elementos que satisfacían las funciones del dispositivo fueron combinadas y se desarrollaron esquemas que representaran estas distintas soluciones. Dichas soluciones fueron enlistadas y comparadas a partir de cómo satisfacían éstas a los requerimientos, a partir de pesos, se pudo elegir una de las soluciones para poder desarrollar el diseño de detalle.

Debido a la falta de información sobre cómo la articulación del tobillo se mueve durante el ascenso y descenso de escaleras, se hizo un estudio apoyado en la Norma Mexicana de Construcción, registrando a partir del sensor giroscopio de un teléfono móvil los grados que se generan entre el pie y la pierna durante la actividad en cuestión, a partir de los datos obtenidos y los videos tomados durante este estudio se asentaron dichos ángulos que fueron considerados en la construcción del dispositivo.

La selección del material fue sustentada en el Método de Michael Ashby, como resultado del método, se pueden visualizar un conjunto de materiales que se adecúan a la

configuración, ha sido a partir de los requerimientos de bajo costo y peso que se decidió por uno, una vez obtenido el material a usar se llevaron a cabo los cálculos de momentos y fuerzas en los elementos que consideré críticos para la configuración, cabe señalar que se consideró un peso de 120 [kg], el cual considera el peso del exoesqueleto en conjunto con el usuario. Además de los cálculos de los elementos del tobillo y la planta del pie correspondientes a la configuración, se calculó también el eje donde quedará unida la pierna y el pie del exoesqueleto, se señalaron también el rodamiento principal que estarán montados en el eje ya mencionado y el actuador que se decidió usar, el cuál es un actuador lineal eléctrico cuya capacidad de carga se adecúa perfectamente a los requerimientos de nuestro dispositivo.

Obtenidos los esfuerzos y cargas se hizo el diseño de detalle a partir del Software Siemens NX, en el cuál una vez terminado, se llevaron a cabo los análisis de elemento finito para cada una de las piezas para comprobar que estas soportaran las cargas a las que estarán sometidas y que los esfuerzos que provoquen deformaciones se mantengan bajo el límite plástico del material usado, para hacer más ligera la configuración se decidió remover material de las piezas que así lo permitieran evitando afectar de manera importante la resistencia de las piezas ante las cargas.

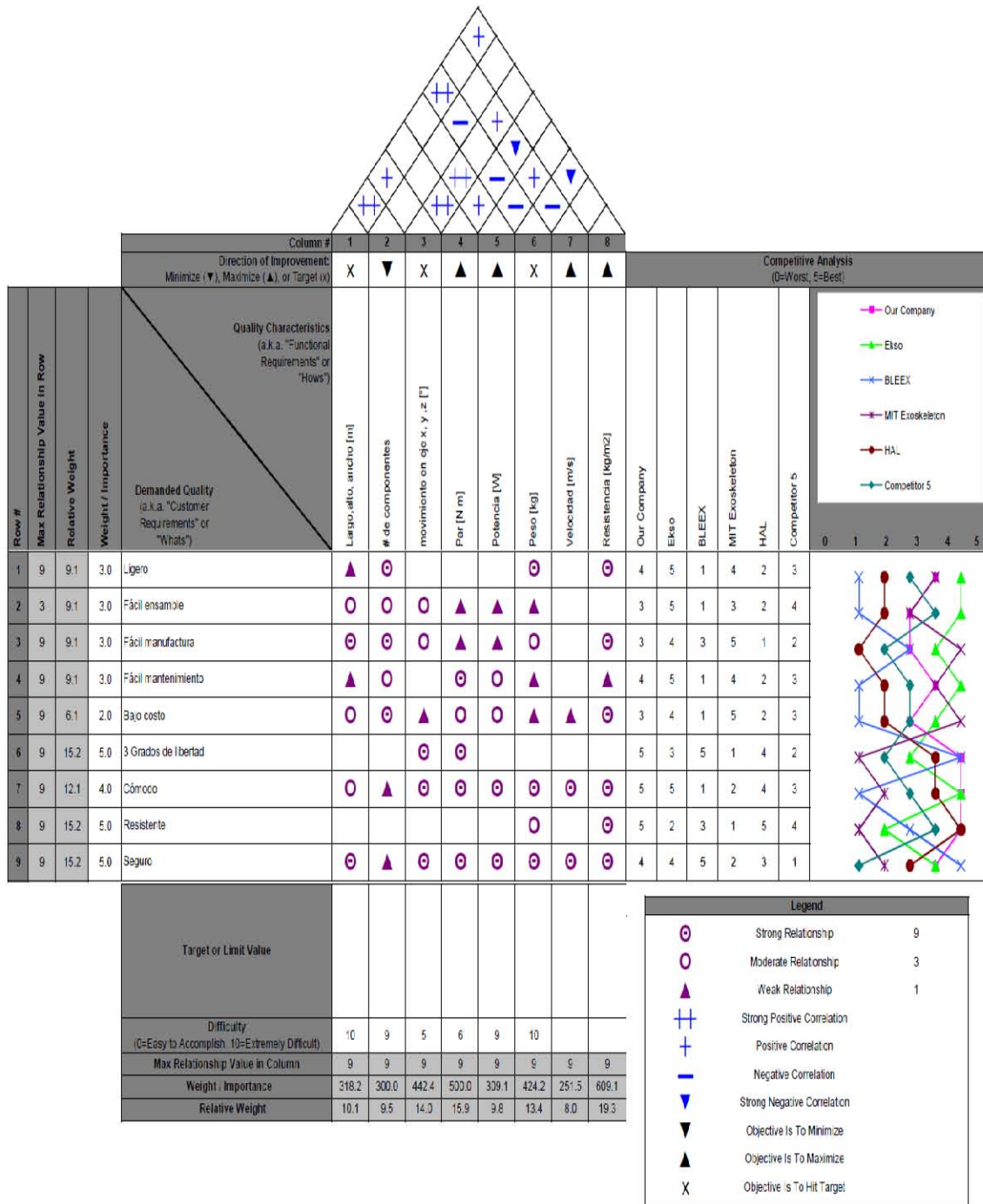
Durante este proceso de diseño de detalle se decidió dar al tobillo los grados de libertad que permitieran que durante el andar el exoesqueleto pudiera ser usado en caminos no regulares, es decir no totalmente planos, para ello se usaron rodamientos de tipo rótula en la articulación del tobillo y una rótula en la articulación metatarsofalángica, en los rodamientos se permite una desalineación de hasta 3° mientras que en la rótula puede ser hasta 30°, esto permite que la configuración pueda tener dos grados de libertad más y con ello pueda adaptarse a irregularidades del terreno sin causar un daño al usuario o comprometer al exoesqueleto.

El peso total de la configuración considerando al actuador es de 3.2 [kg], por cada pie, este parámetro está dentro de las especificaciones enunciadas en el capítulo 2.

Este trabajo ha sido una primera aproximación que complementará el diseño de un exoesqueleto que ha sido dirigido para personas con paraplejia, este permitirá a las personas tener nuevamente movilidad en los miembros inferiores, el trabajo a futuro será buscar un material más ligero, pero con una resistencia adecuada. El impacto, los beneficios que conlleva y la complejidad de la morfología humana hace de este tema, un tema extenso y abierto a diferentes soluciones, el trabajo que desarrollé se adecuó bien a las opciones que para esta época, mi época, me ha permitido, pero bien se puede esperar ver este trabajo finalizado en unos años y con ayuda de nuevas tecnologías como impresión 3D, por ahora esto puede ser implementado pero no dejando de lado mejoras que con el paso del tiempo pueden ser llevadas a cabo.



# ANEXO 1



## ANEXO 2

Cédula Antropométrica		
Sexo: <b>H</b>		
Alturas Erguido		
Cabeza		
Hombros	<b>1600</b>	
Cadera (Centro de rotación)	<b>977</b>	
Puño (Con tubo de 3.3mm)	Izq. <b>954</b>	Der. <b>912</b>
Dactilión (dedo medio)	Izq. <b>805</b>	Der. <b>791</b>
Cresta	Izq. <b>1086</b>	Der. <b>1085</b>
Rodilla (Interno)	Izq.	Der. <b>573</b>
Rodilla (Externo)	Izq. <b>564</b>	Der.
Tobillo (Interno)	Izq. <b>139</b>	Der. <b>139</b>
Tobillo (Externo)	Izq. <b>123</b>	Der. <b>123.5</b>
Longitudes Erguido		
Hombro –Codo	Izq. <b>369</b>	Der. <b>364</b>
Codo –Muñeca	Izq. <b>295</b>	Der. <b>297</b>
Muñeca –Nudillo Medio	Izq. <b>95</b>	Der. <b>94</b>
Pezón - Cadera	<b>449</b>	
Escápula - Cadera		
Cadera - Rodilla		

**Observaciones:**

Todas las alturas se toman con referencia al suelo.

Todas las medidas se encuentran en milímetros.

Las alturas se tomaron con calzado mientras que las medidas del pie se tomaron con el descalzo.

Cédula Antropométrica		
Sexo: <b>H</b>		
Rodilla –Tobillo	Izq.	Der. <b>448</b>
Talón –Enfranque (Interno)	Izq. <b>198</b>	Der. <b>198</b>
Talón –Enfranque (Externo)	Izq. <b>190</b>	Der. <b>183</b>
Talón –Punta de Pie	Izq. <b>255</b>	Der. <b>256</b>
Anchuras Erguido		
Hombros	<b>346</b>	
A ultima costilla torácica	Ins. <b>308</b>	Asp. <b>293</b>
Cresta	<b>277</b>	
Cadera	<b>344</b>	
Rodillas	Int. <b>59</b>	Ext. <b>290</b>
Tobillo	Int. <b>119</b>	Ext. <b>266</b>
Enfranque	Izq. <b>95</b>	Der. <b>99</b>
Profundidades Erguido		
Esternón - Espalda	Ins.	Asp.
Abdomen - Lumbar	Ins.	Asp.
Cadera		
Muslo (eje X)	Izq.	Der.
Muslo (eje Z)	Izq.	Der.

**Observaciones:**

Todas las medidas se encuentran en milímetros.

Las medidas del pie se tomaron con el descalzo.

Las medidas se tomaron con la separación de pies recomendada de 15cm desde la mitad del pie.

Cédula Antropométrica		
Sexo: <b>H</b>		
Pantorrilla (eje X)	Izq.	Der.
Pantorrilla (eje Z)	Izq.	Der.
Tobillo	Izq.	Der.
Diámetros Erguido		
Escapula	Ins. <b>98</b>	Asp. <b>96.7</b>
Abdomen (Max. dilatación)	<b>100.5</b>	
Cadera	<b>89</b>	
Antebrazo (Max.)	Izq. <b>25</b>	Der. <b>25.5</b>
Antebrazo (Min.)	Izq. <b>18</b>	Der. <b>21</b>
Muñeca	Izq. <b>17</b>	Der. <b>17</b>
Muslo (Max.)	Izq.	Der.
Muslo (Min.)	Izq.	Der.
Rodilla	Izq.	Der.
Pantorrilla (Max.)	Izq.	Der.
Pantorrilla (Min.)	Izq.	Der.
Tobillo	Izq.	Der.

**Observaciones:**

Los diámetros se encuentran en centímetros.

Las medidas se tomaron con la separación de pies recomendada de 15cm desde la mitad del pie.

Cédula Antropométrica		
Sexo: <b>H</b>		
<b>Alturas Sentado</b>		
Cabeza	<b>1387</b>	
Hombros	<b>1079</b>	
Escapula	<b>905</b>	
Codo	Izq. <b>729</b>	Der. <b>696</b>
<b>Longitudes Sentado</b>		
Nalga – Poplíteo	Izq.	Der.
Nalga - Rotula	Izq.	Der.
Rotula - Tobillo	Izq.	Der.
<b>Anchuras Sentado</b>		
Rodilla	Int.	Ext.
Pies	Int.	Ext.
<b>Profundidades Sentado</b>		
Esternón - Espalda	Ins.	Asp.
Abdomen - Lumbar	Ins.	Asp.
Cadera		
Muslo (eje X)	Izq.	Der.
Muslo (eje Z)	Izq.	Der.

**Observaciones:**

Todas las alturas se toman con referencia al suelo, sentado en su silla de ruedas.  
 Todas las medidas se encuentran en milímetros.

Cédula Antropométrica		
Sexo: <b>H</b>		
Esternón - Espalda	Ins.	Asp.
Diámetros Sentado		
Muslo (Max.)	Izq.	Der.
Muslo (Min.)	Izq.	Der.
Rodilla	Izq.	Der.
Pantorrilla (Max.)	Izq.	Der.
Pantorrilla (Min.)	Izq.	Der.

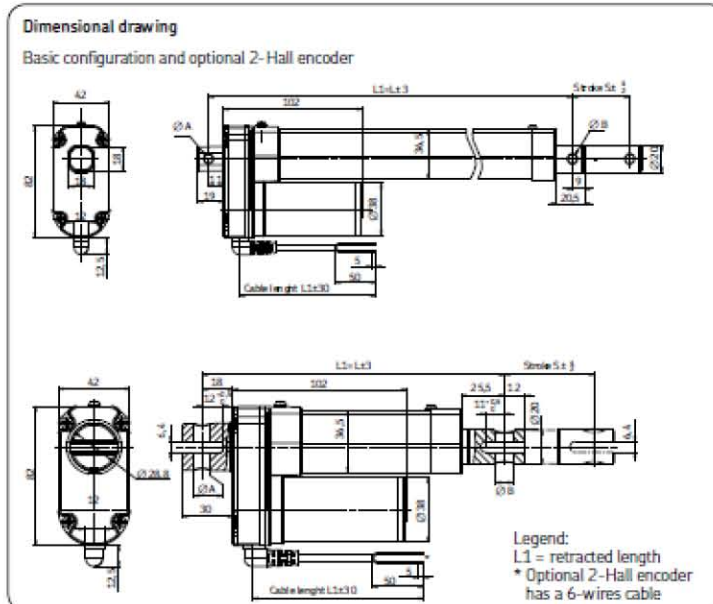
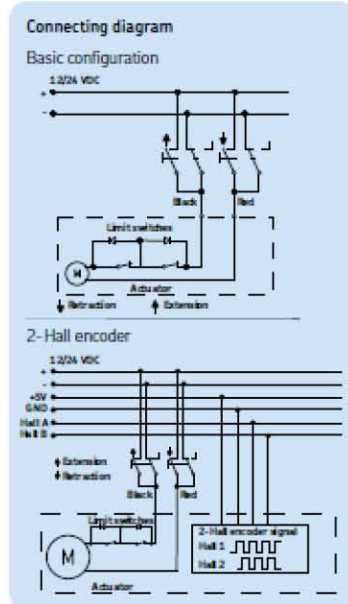
**Observaciones:**

Los diámetros se encuentran en centímetros.

# ANEXO 3

## CAHB-10 series

## Linear actuators DC versions



Stroke (mm)	50	100	150	200	250	300
Retracted length (L1)	158	209	260	311	362	413
Retracted length with fork head	179	230	281	332	383	434

**Encoder resolution**

Gear ratio	5:1	10:1	20:1	30:1	40:1
Mm/pulse	0,3	0,15	0,075	0,05	0,038

**Technical data**

	Unit	CAHB-10... 1	CAHB-10... 2	CAHB-10... 3	CAHB-10... 4	CAHB-10... 5
Push load	N	120	240	500	750	1 000
Pull load	N	120	240	500	750	1 000
Speed (full load to no load)	mm/s	45 to 56	24 to 30	13 to 16	8 to 10	6 to 8
Stroke	mm	50 to 300	50 to 300	50 to 300	50 to 300	50 to 300
Retracted length	mm	-*	-*	-*	-*	-*
Voltage	V DC	12 or 24	12 or 24	12 or 24	12 or 24	12 or 24
Power consumption	W	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Current consumption 12V DC	A	4	3,5	3,2	3	2,8
Current consumption 24V DC	A	2,2	2,0	1,8	1,8	1,6
Duty cycle	%	25	25	25	25	25
Ambient temperature	°C	-40 to +85	-40 to +85	-40 to +85	-40 to +85	-40 to +85
Type of protection		66s	66s	66s	66s	66s
Weight (at 300 mm stroke)	kg	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5
Color		Silver	Silver	Silver	Silver	Silver
Limit switches		Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
Thermal protection		Yes	Yes	Yes	Yes	Yes

\* See above table

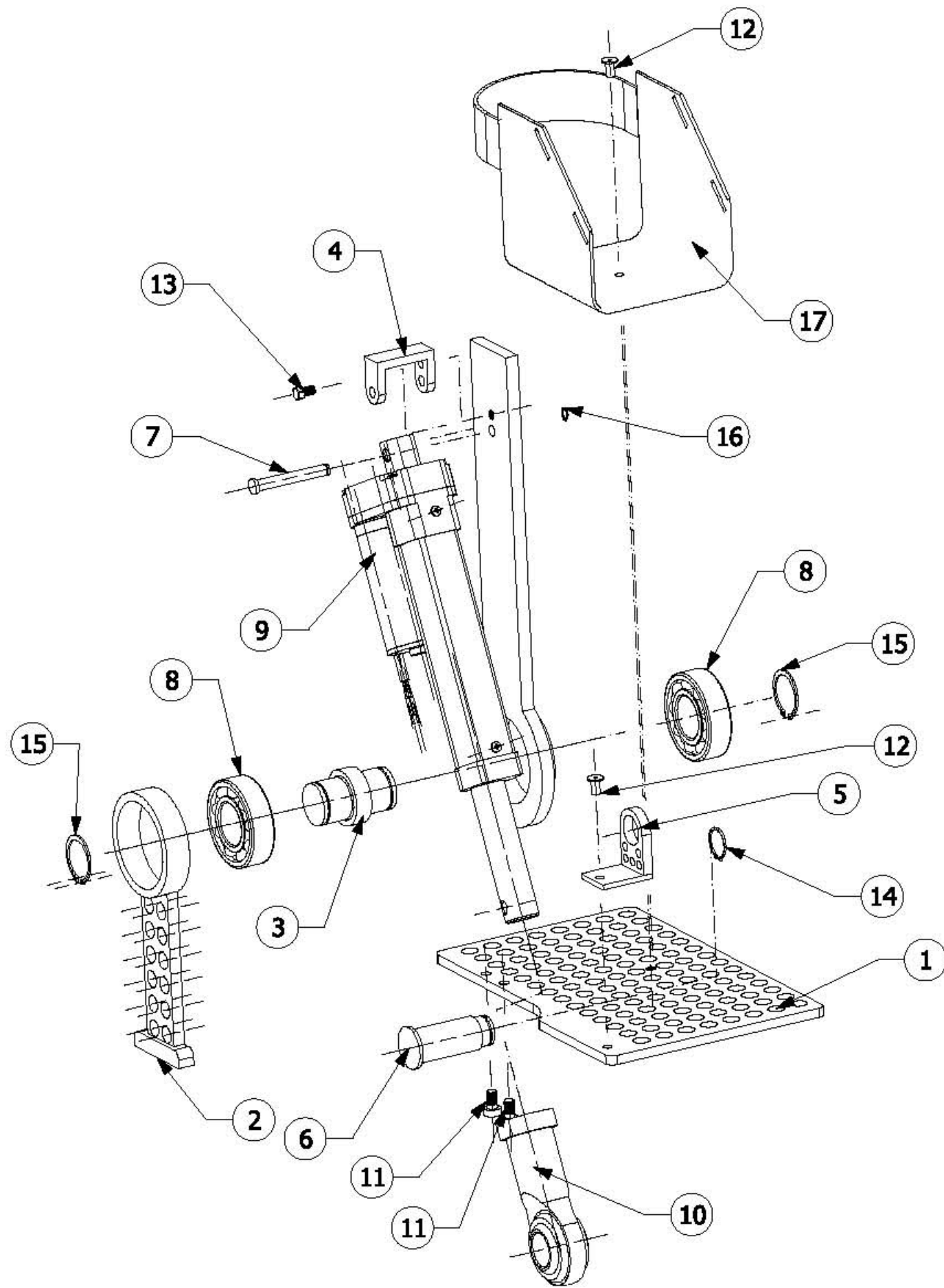
# REFERENCIAS

---


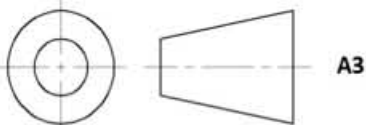
- [1] B. R. Fick and J. B. Makinson, "Hardiman I prototype for machine augmentation of human strength and endurance: Final report," General Electric Company, Schenectady, NY, GE Tech. Rep. S-71-1056, 1971.
- [2] H. Kazerooni and R. Steger, "The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton," *Trans. ASME, J. Dyn. Syst., Meas., Control*, vol. 128, pp. 14–25, Mar. 2006.
- [3] G. T. Huang, "Wearable robots," *Technol. Rev.*, pp. 70–73, Jul./Aug.2004.
- [4] C. J. Walsh, D. Paluska, K. Pasch, W. Grand, A. Valiente, and H. Herr, "Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for loadcarrying augmentation," in *Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, Orlando, FL, 2006, pp. 3485–3491.
- [5] [www.eksobionics.com/ekso](http://www.eksobionics.com/ekso)
- [6] R. J. Ferris, H.A. Quintero, M. Goldfarb, "Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2011, pp. 652.659.
- [7] H. Kawamoto and Y. Sankai, "Power assist system HAL-3 for gait disorder person," in *Proc. Int. Conf. Comput. Helping People Special Needs (ICCHP)* (Lecture Notes on Computer Science), vol. 2398, Berlin, Germany: Springer-Verlag, 2002.
- [8] K. Yamamoto, K. Hyodo, M. Ishii, and T. Matsuo, "Development of power assisting suit for assisting nurse labor," *JSME Int. J., Ser. C*, vol. 45, no. 3, pp. 703–711, 2002.
- [9] B. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu, "Biomechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 11, no. 2, pp. 128–138, Apr. 2006.
- [10] J. A. Blaya and H. Herr, "Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, no. 1, pp. 24–31, Mar. 2004.
- [11] D. P. Ferris, J. M. Czerniecki, and B. Hannaford, "An ankle-foot orthosis powered by artificial muscles," *J. Appl. Biomech.*, vol. 21, pp. 189–197, 2005.
- [12] J. Daza "Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano," Ed. Medica Panamericana, Colombia, 2007, pp. 233-255.
- [13] S. H. Collins and A. D. Kuo, "Recycling Energy to Restore Impaired Ankle Function during Human Walking", *PLoS ONE*, Volume 5, Issue 2, 2010.
- [14] S. K. Au, J. Weber and H. Herr, "Powered Ankle-Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy", *IEEE Trans. Robotics*, vol. 25 no.1, pp. 51-66, Feb. 2009.
- [15] R. Latham, "Stroke: Hope Through Research", Office of Communications and Public Liaison, National Institute of Neurological Disorders and Stroke, 2005.

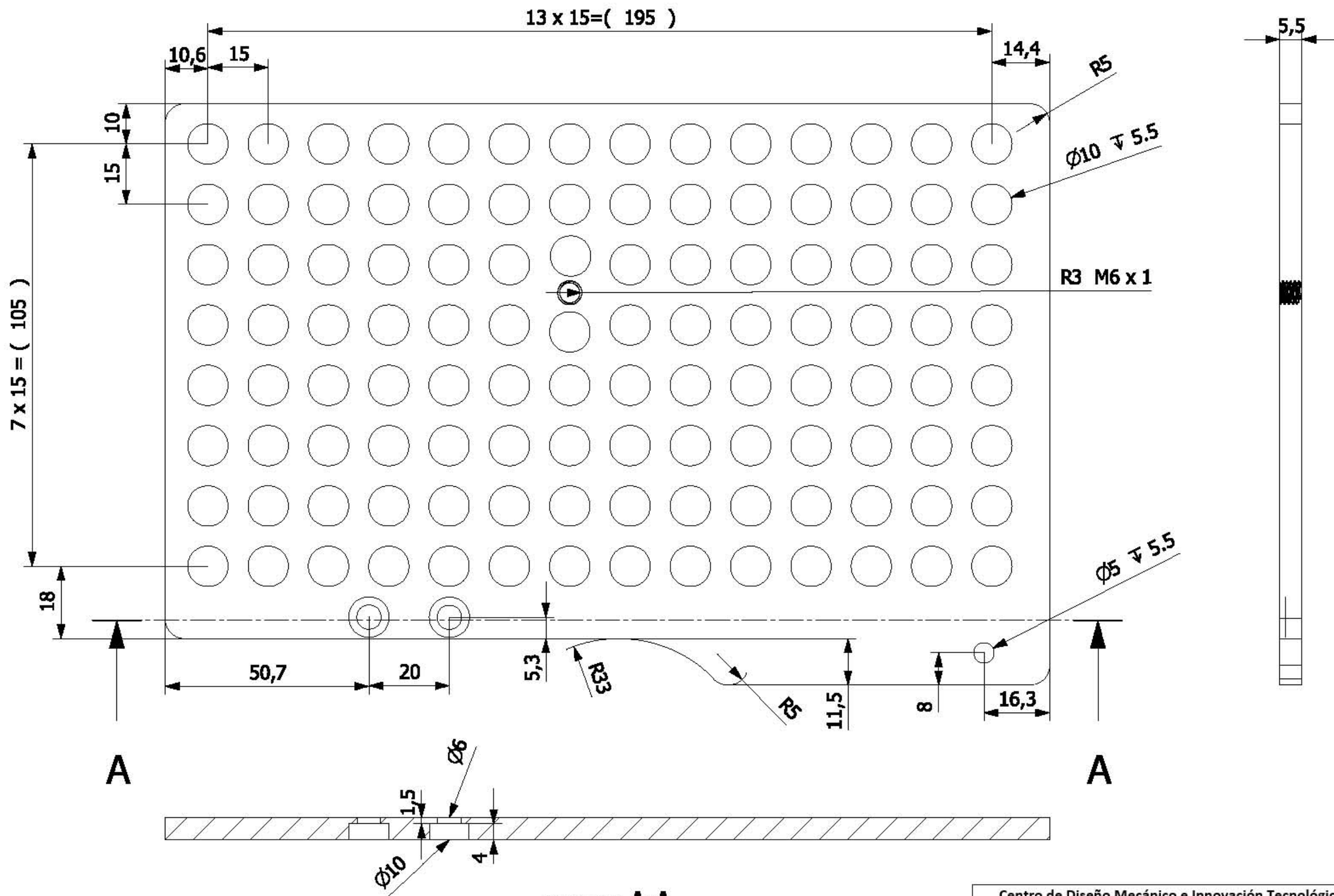


- [16] Y. Wang, Z. Mei, J. Xu and G. Zhao, "Kinematic Design of a Parallel Ankle Rehabilitation Robot for Sprained Ankle Physiotherapy", International Conference on Robotics and Biomimetics, China, 2012, pp. 1643-1649
- [17] M. Nordin, V. Frankel, "Bases biomecánicas del sistema músculo-esquelético"; Ed. Walters Kluwer, 2012, pp.225.
- [18] Secretaria del Trabajo y Previsión Social, "Norma Oficial Mexicana NOM-001-STPS-2008, Edificios, Locales, Instalaciones y Áreas en los Centros de Trabajo- Condiciones de Seguridad", Diario Oficial de la Federación, México, 2008.
- [19] Luna, Pedro V. Biomecánica De La Marcha humana Normal y Patológica. 2ª Ed. Vol. 1. Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia, 1999.
- [20] Ashby, Michael F, Material Selection in Mechanical Design, 3rd Edition, ELSEVIER, 2005.
- [21] Askeland, Donald R., "Ciencia e Ingeniería de los Materiales", 3ra Edición, Editorial Thomson Editores, México, 1998.
- [22] Norton, Robert L., "Diseño de máquinas, Un enfoque integrado", 4ta Edición, Editorial Pearson, México, 2011.
- [23] J.E Shigley, L.D. Mitchell, "Mechanical Engineering Design, 4ta. Edición, McGraw-Hill; Nueva York, 1967. P.300
- [24] Mott, Robert L., "Diseño de elementos de máquina", Cuarta Edición, Editorial Pearson, 2016.
- [25] [www.skf.com/self-aligning-ball-bearings](http://www.skf.com/self-aligning-ball-bearings)
- [26] Hibbeler, Russell. "Ingeniería Mecánica: Estática", Decimosegunda Edición, Editorial Prentice Hall, 2010.
- [27] Nunes, Rafael, et. al., ASM Handbook Volume 2 Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Propose Materials, Volumen 2, ASM International, 1990.
- [28] Patient Education, Inc. "Lesiones de Médula Espinal", Patient Education, Inc. 2012
- [29] [www.tech.thk.com](http://www.tech.thk.com)
- [30] Rotor Clip Company, "Especificaciones del Producto", 2010 pp. 20
- [31] Wasi Hispania SA, "Catálogo de productos normalizados", 2011.
- [32] [www.skf.com](http://www.skf.com)
- [33] Ayala Ruiz, Alvaro. "Norma para Dibujo Mecánico e Industrial", 2014. [www.limac3.fi-c.unam.mx](http://www.limac3.fi-c.unam.mx)


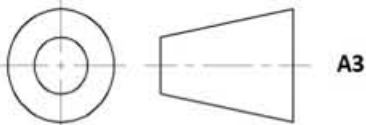


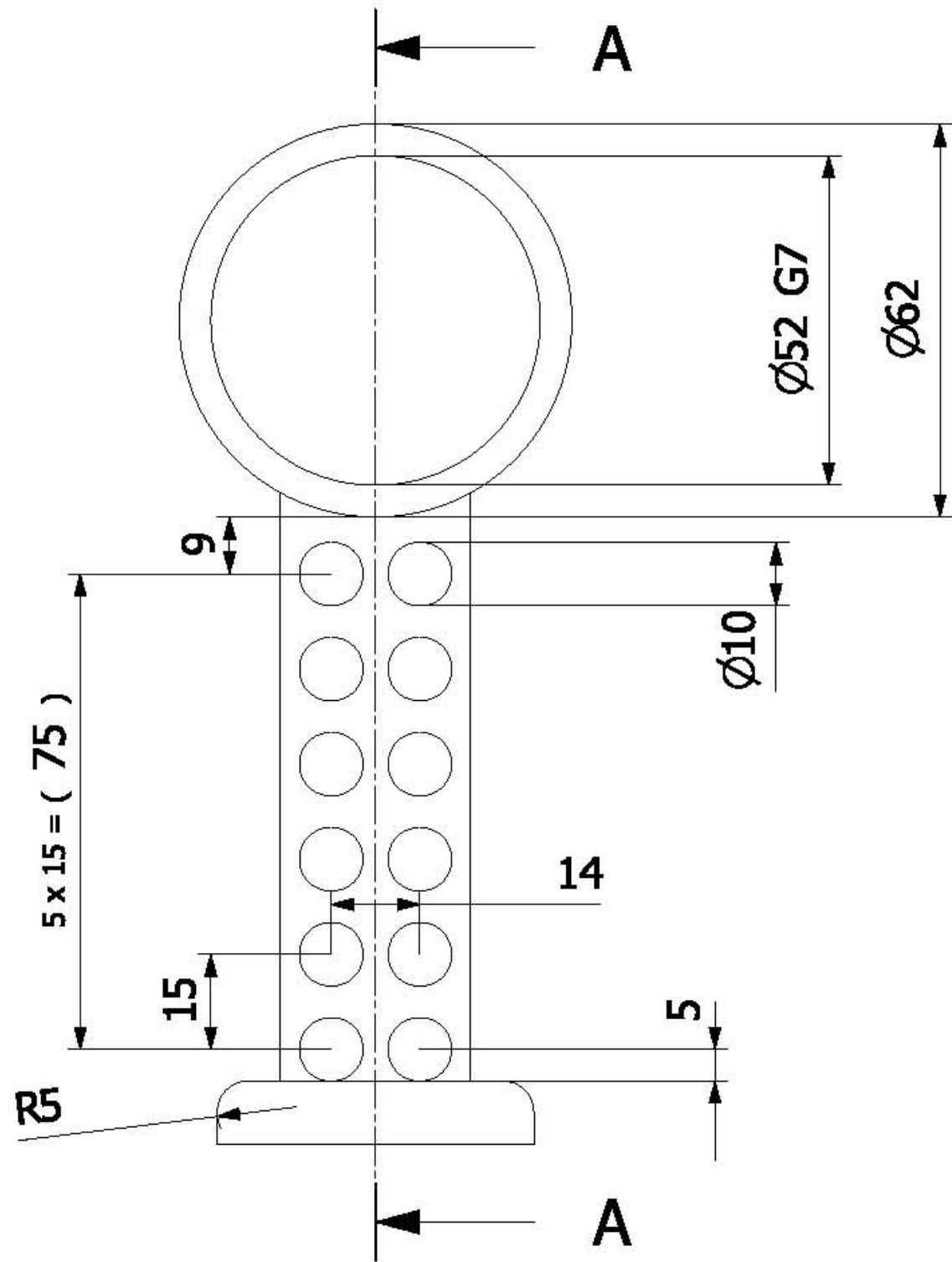
Pieza	Descripción	Cantidad
1	G34CDH5PPPL	1
2	G34CDH5PT8L	1
3	G34CDH3JT8L	1
4	G34CDH5P4CL	1
5	G34CDH5PR7L	1
6	G34CDH3JR7L	1
7	G34CDH3J4CL	1
8	SKF 1205	2
9	SKFCAHB10_100	1
10	NHS_20T	1
11	M8 X 7	2
12	DIN 7337 A5 X 8	2
13	M5 X 10	1
14	SH68	1
15	SH98	2
16	SH25	1
17	G34CDHWPF7L	1

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Configuración del Tobillo de un Exoesqueleto.		Rev: A	Escala: 0.3:1
		Fecha:04/08/17	Acot: mm
		Dibujó: GHL	Cantidad:1
		Revisó: SCC	Material: Aluminio:5086
Título: <b>Ensamble</b>		Dib. No.:	
			

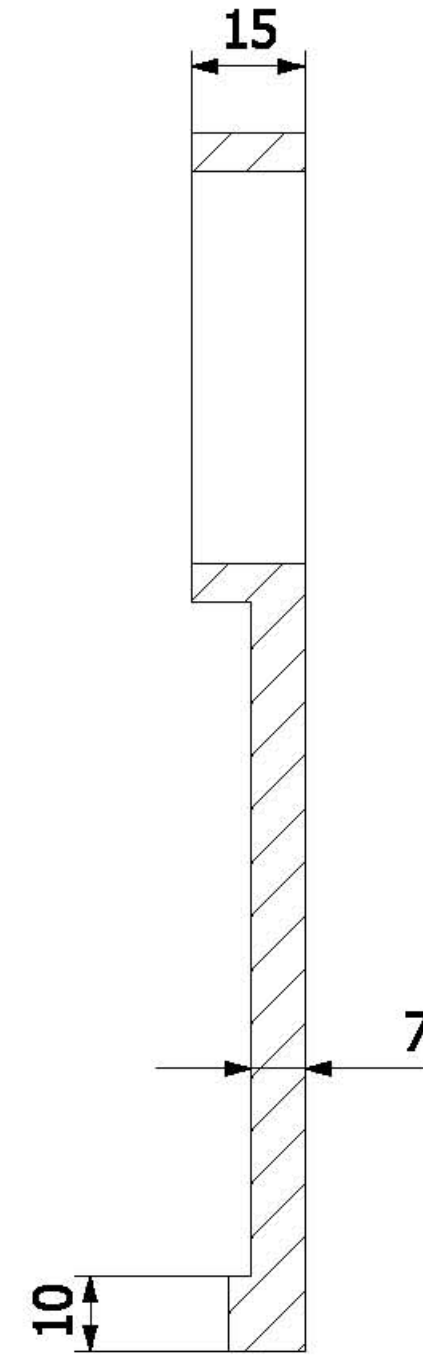


Tolerancia lineal general de  $\pm 0.05$  mm

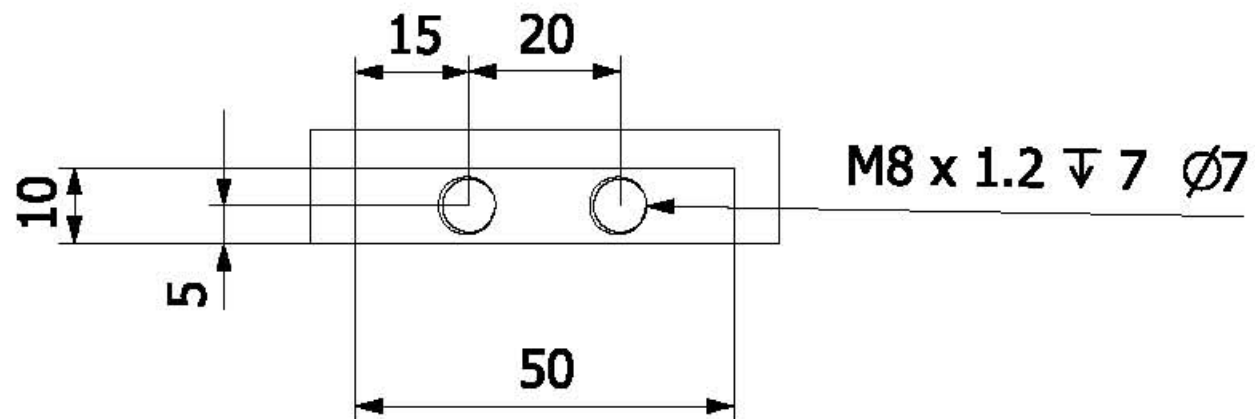
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Configuración del Tobillo de un Exoesqueleto.	Rev: A	Escala: 1:1
	Fecha: 04/08/17	Acot: mm
	Dibujó: GHL	Cantidad: 1
	Revisó: SCC	Material: Aluminio: 5086
Título: Planta del pie	Dib. No.:	
		


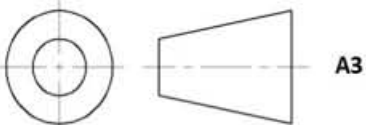


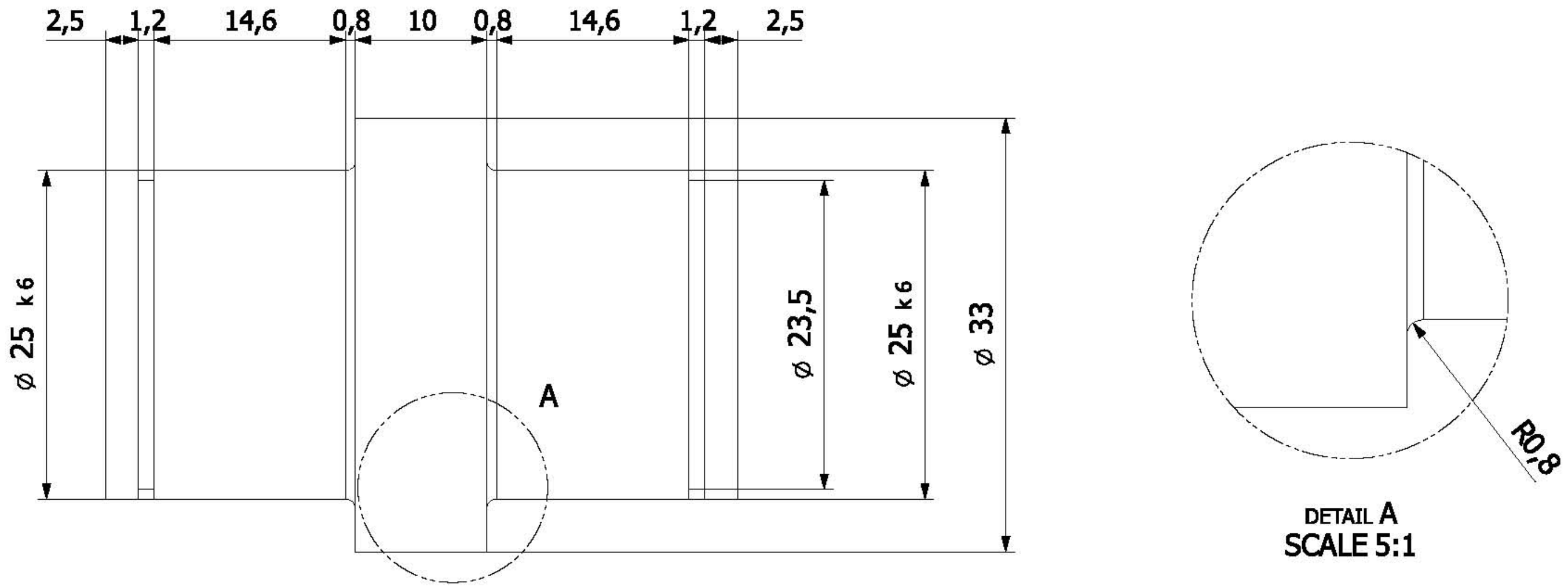
Tolerancia lineal general de  $\pm 0.05$  mm




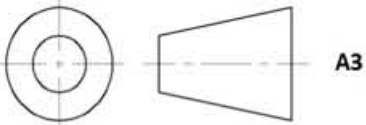
SECTION A-A

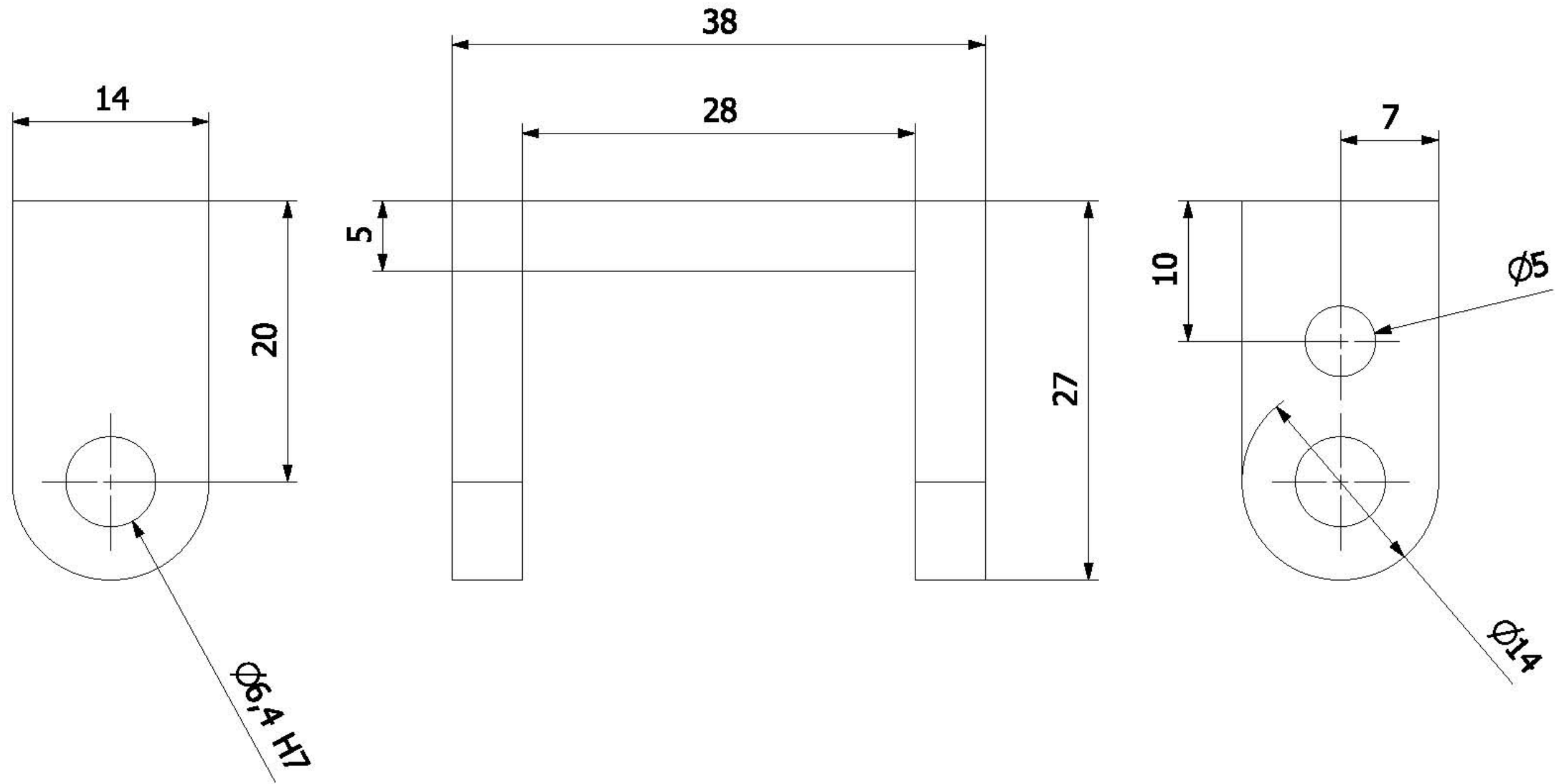


Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Configuración del Tobillo de un Exoesqueleto.	Rev: A	Escala: 1:1
	Fecha: 04/08/17	Acot: mm
	Dibujó: GHL	Cantidad: 1
	Revisó: SCC	Material: Aluminio: 5086
Título: Tobillo 	Dib. No.:	


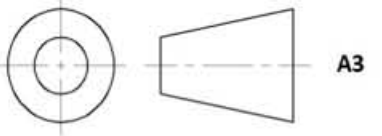


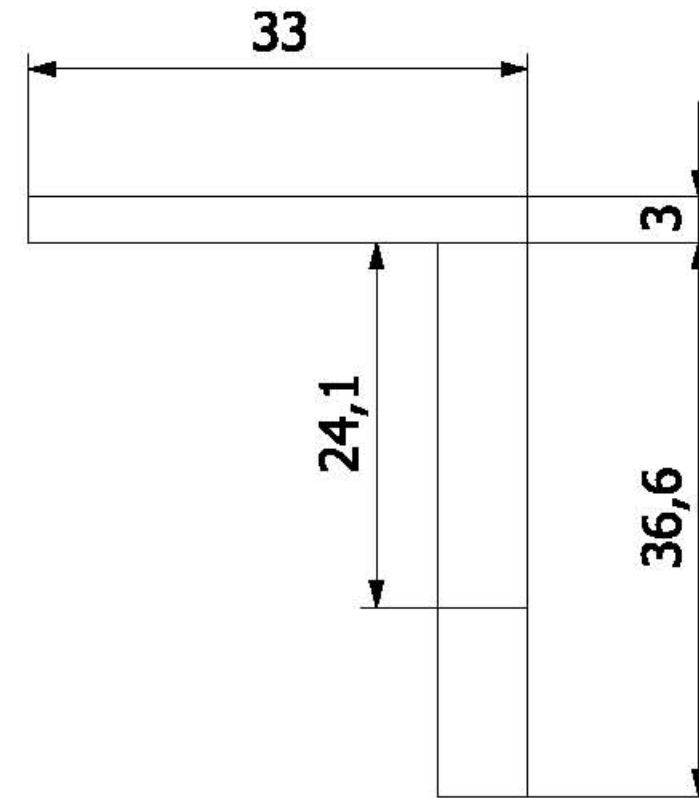
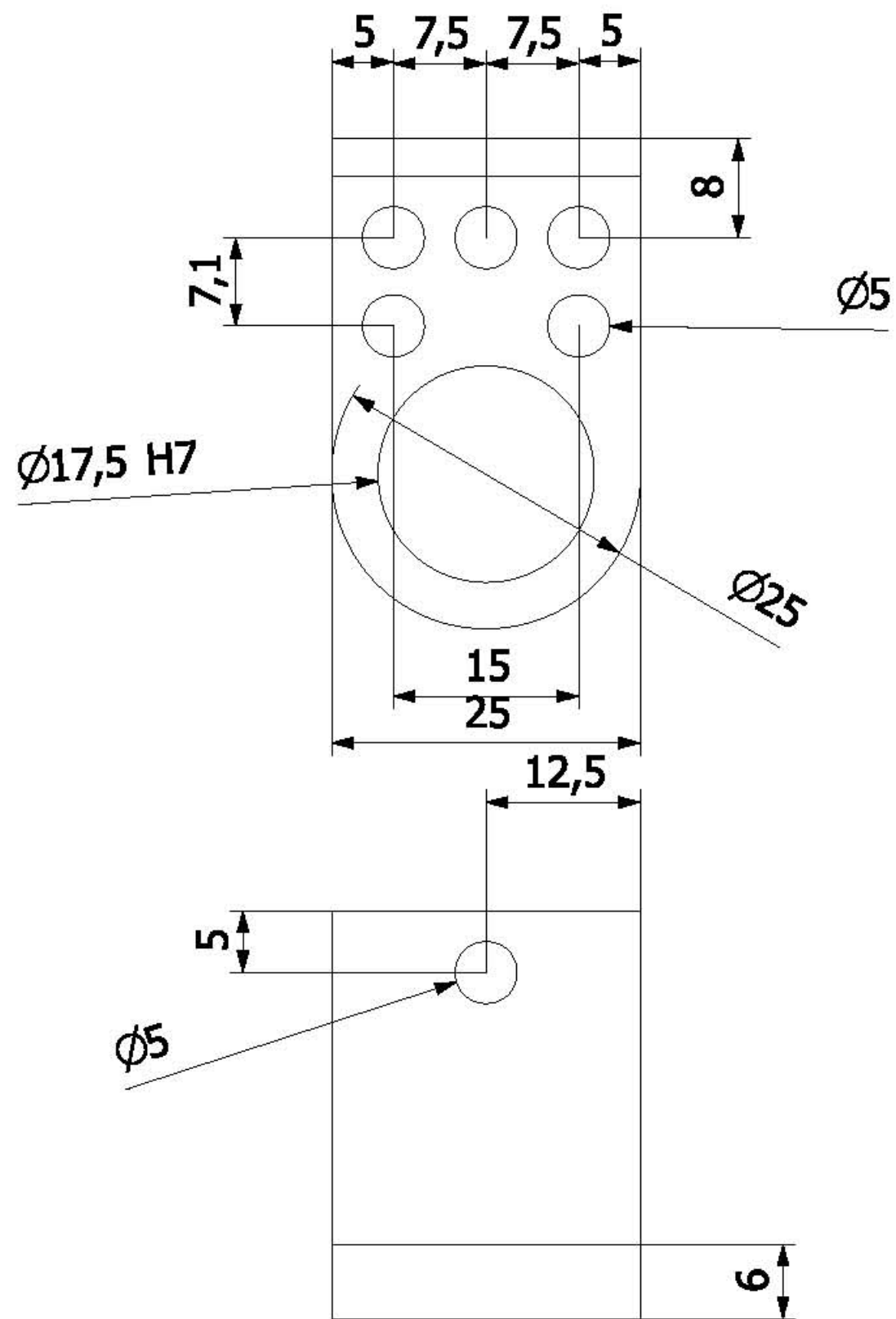
Tolerancia lineal general de  $\pm 0.05 \text{ mm}$

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Configuración del Tobillo de un Exoesqueleto.		Rev: A	Escala: 3:1
		Fecha:04/08/17	Acot: mm
		Dibujó: GHL	Cantidad:1
	Título: Eje del Tobillo	Revisó: SCC	Material: Aluminio:5086
		Dib. No.:	


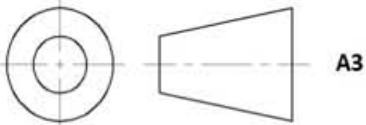


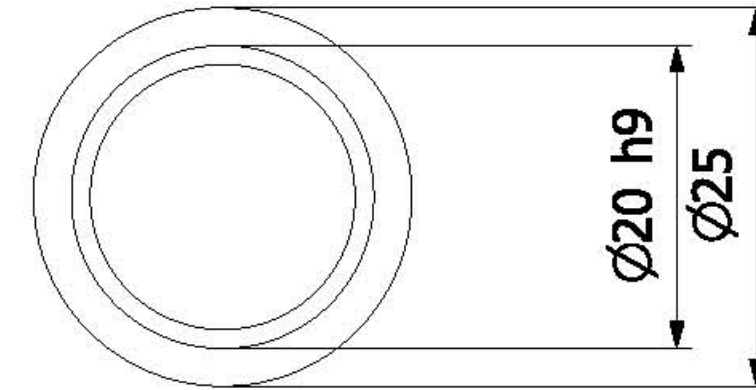
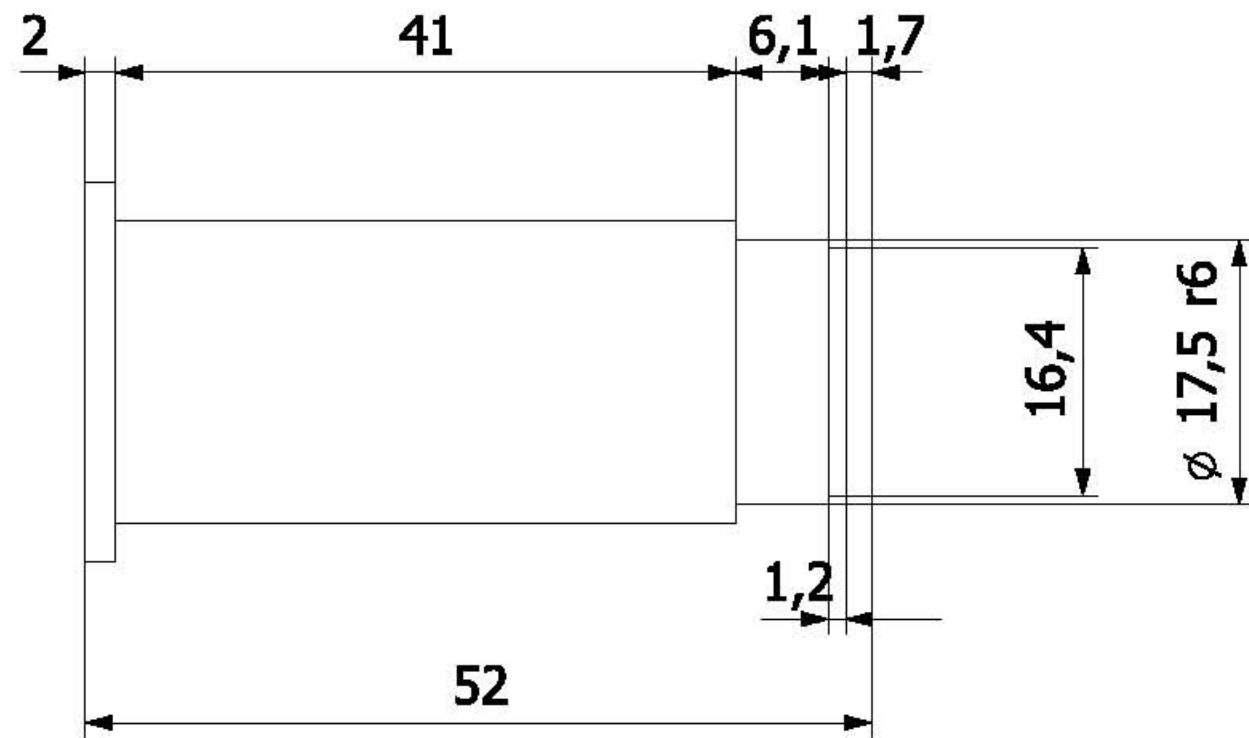
Tolerancia lineal general de  $\pm 0.05$  mm

<p>Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Configuración del Tobillo de un Exoesqueleto.</p> 		Rev: A	Escala: 3:1
		Fecha: 04/08/17	Acot: mm
		Dibujó: GHL	Cantidad: 1
<p>Título: Soporte Superior del Actuador</p> 		Revisó: SCC	Material: Aluminio: 5086
		Dib. No.:	


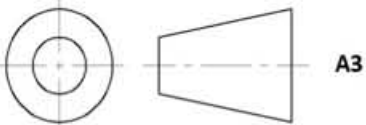


Tolerancia lineal general de  $\pm 0.05$  mm

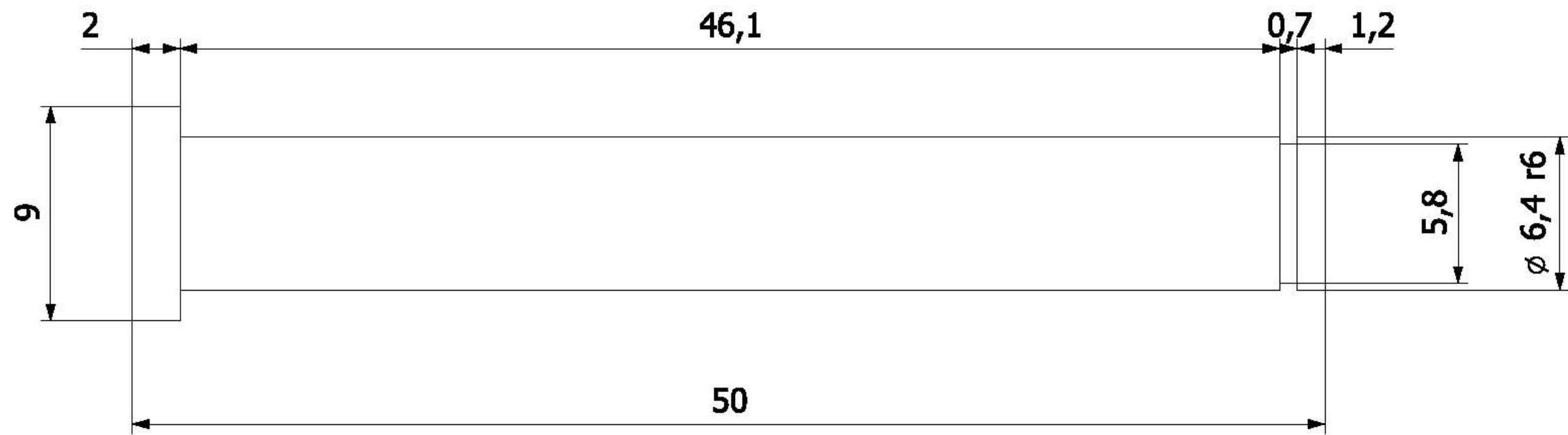
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Configuración del Tobillo de un Exoesqueleto.		Rev: A	Escala: 2:1
		Fecha: 04/08/17	Acot: mm
		Dibujó: GHL	Cantidad: 1
		Revisó: SCC	Material: Aluminio: 5086
Título: Soporte Inferior del Actuador			
Dib. No.:			




Tolerancia lineal general de  $\pm 0.05$  mm

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Configuración del Tobillo de un Exoesqueleto.		Rev: A	Escala: 2:1
		Fecha:04/08/17	Acot: mm
		Dibujó: GHL	Cantidad:1
	Título: Eje del Soporte Inferior	Revisó: SCC	Material: Aluminio:5086
		Dib. No.:	





Tolerancia lineal general de  $\pm 0.05$  mm

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Configuración del Tobillo de un Exoesqueleto.	Rev: A	Escala: 5:1
	Fecha: 04/08/17	Acot: mm
	Dibujó: GHL	Cantidad: 1
	Título: Eje de Soporte Superior	Revisó: SCC
		Material: Aluminio: 5086
		Dib. No.: