

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

**DISEÑO MECÁNICO DE UN EQUIPO PARA LA
REHABILITACIÓN DE LA MOVILIDAD DEL TOBILLO
EMPLEANDO UN MECANISMO PARALELO**

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

DIEGO AUGUSTO CERNA SOTO

ASESOR: Ing. Dante Elías Giordano

Lima, mayo de 2016

RESUMEN

En el presente trabajo se muestra el diseño mecánico de un equipo para la rehabilitación de la movilidad del tobillo empleando un mecanismo paralelo del tipo 2-UPU (R), el cual cuenta con dos grados de libertad para realizar los movimientos de flexión dorsal-plantar e inversión-eversión, y una restricción pasiva que garantiza un punto de rotación fijo. El diseño se obtuvo mediante una exhaustiva investigación del estado del arte y la aplicación de la metodología indicada en el estándar alemán VDI 2221.

El rehabilitador de tobillo propuesto es accionado por dos servomotores eléctricos lineales que permiten realizar trabajos pasivos y activos en flexión dorsal-plantar e inversión-eversión. De acuerdo a la configuración establecida, cada uno de estos movimientos se encuentra limitado a 30° y 18° respectivamente, y la carga máxima sobre el tobillo limitada a 120 Nm. Las dimensiones del equipo son 440 mm de altura, 450 mm de longitud y 250 mm de ancho; lo cual satisface los requerimientos ergonómicos de una persona con estatura aproximada al de la media de la población del Perú.

Como resultado de este trabajo se obtienen los planos de ensamble y fabricación del equipo para la rehabilitación de la movilidad del tobillo y los costos asociados a la fabricación de piezas, compra de componentes estandarizados, ensamble e instalación, y desarrollo de la ingeniería. El costo total del proyecto asciende a 8,770.00 USD.

APROBACIÓN DEL TEMA DE TESIS







*A mis padres y hermanos por
su apoyo incondicional.*

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	i
APROBACIÓN DEL TEMA DE TESIS.....	ii
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	v
LISTA DE SÍMBOLOS.....	vii
INTRODUCCIÓN	1
ESTADO DEL ARTE	3
1.1 Anatomía y movimiento del tobillo.....	4
1.2 Lesiones, técnicas y equipos empleados en la rehabilitación	9
1.3 Mecanismos paralelos en la rehabilitación	15
ELABORACIÓN DEL CONCEPTO	22
2.1 Lista de requerimientos.....	22
2.2 Estructura de funciones.....	25
2.3 Conceptos de solución.....	27
2.4 Definición de la solución óptima	30
DISEÑO MECÁNICO	31
3.1 Antropometría	32
3.2 Ingeniería conceptual.....	36
3.3 Ingeniería de detalle.....	54
PLANOS Y COSTOS	60
4.1 Planos de ensamble y fabricación.....	60
4.2 Costos.....	61
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	63
CONCLUSIONES	65
BIBLIOGRAFÍA	67
ANEXO A: Especificaciones técnicas del servomotor CAHB-10 - SKF.....	A-1
ANEXO B: Especificaciones técnicas de la unión universal - Ondrives	B-1

ANEXO C: Valores admisibles en uniones con pasadores y clavijas.....C-1



LISTA DE SÍMBOLOS

a	: Longitud preliminar de la plataforma móvil [m]
A	: Ancho preliminar de la plataforma móvil [m]
A_{pie}	: Ancho del pie [m]
D	: Desplazamiento del actuador lineal [m]
F_{act}	: Fuerza nominal del actuador lineal [N]
F_{actz}	: Fuerza del actuador lineal en dirección del eje z [N]
F_{actdf}	: Fuerza del actuador requerida para la flexión dorsal [N]
F_{actinv}	: Fuerza del actuador requerida para la inversión [N]
F_{eqz}	: Fuerza equivalente en dirección del eje z [N]
F_{pie}	: Fuerza ejercida por el pie [N]
$H_{óptima}$: Altura óptima del rehabilitador de tobillo [m]
$h_{máx}$: Altura máxima considerada en el dimensionamiento preliminar [m]
$h_{mín}$: Altura mínima considerada en el dimensionamiento preliminar [m]
I_{piexx}	: Momento de inercia del pie con respecto al eje x [kg.cm ²]
I_{pieyy}	: Momento de inercia del pie con respecto al eje y [kg.cm ²]
$I_{conjuntoxx}$: Momento de inercia del conjunto pie-pierna con respecto al eje x [kg.cm ²]
$I_{conjuntoyy}$: Momento de inercia del conjunto pie-pierna con respecto al eje y [kg.cm ²]
L_{act}	: Longitud del actuador [m]
L_p	: Longitud de la pierna [m]
L_{pie}	: Longitud del pie [m]
m_{pie}	: Masa del pie [kg]
m_{pierna}	: Masa de la pierna [kg]
$m_{pie-pierna}$: Masa del conjunto pie y pierna [kg]
$m_{pmóvil}$: Masa de la plataforma móvil [kg]
M_x	: Momento respecto al eje x [Nm]
M_y	: Momento respecto al eje y [Nm]
M_{ox}	: Momento respecto al punto "o" que se encuentra sobre el eje x [Nm]
$M_{máx}$: Momento máximo que puede ejercer el mecanismo paralelo [Nm]
N	: Fuerza normal [N]
P_{adm}	: Presión admisible [N/mm ²]
$R_{x,y,z}$: Fuerza en la restricción pasiva en las direcciones de los ejes x, y, z [N]
ψ	: Desplazamiento angular en dirección de la flexión dorsal [rad]
$\dot{\psi}$: Velocidad angular en dirección de la flexión dorsal [rad/s]
$\ddot{\psi}$: Aceleración angular en dirección de la flexión dorsal [rad/s ²]
φ	: Desplazamiento angular en dirección de la inversión [rad]
$\dot{\varphi}$: Velocidad angular en dirección de la inversión [rad/s]
$\ddot{\varphi}$: Aceleración angular en dirección de la inversión [rad/s ²]
$\alpha_{máx}$: Aceleración angular máxima [rad/s ²]
ω	: Velocidad angular [rad/s]
τ_{adm}	: Esfuerzo cortante admisible [N/mm ²]
μ_s	: Coeficiente de fricción estático

INTRODUCCIÓN

En el Perú, la mayoría de terapias de rehabilitación física de tobillo son realizadas por fisioterapeutas quienes tienen limitaciones para determinar la fuerza real aplicada sobre el tobillo, el ángulo real barrido durante el ejercicio y que son afectados por la fatiga a lo largo de la jornada laboral. Sin embargo, en la actualidad existen sistemas y equipos que asisten a los especialistas en el ámbito de la medicina de rehabilitación a realizar intervenciones más confiables, registrando datos y promoviendo así la pronta recuperación del paciente.

En la PUCP se han desarrollado iniciativas para promover la aplicación de tecnología orientada al sector salud; entre ellas, un equipo basado en un mecanismo paralelo (plataforma Stewart Gough) para rehabilitar la marcha normal. Este y otros desarrollos han permitido identificar nuevas necesidades a satisfacer en el ámbito de la medicina de rehabilitación.

La presente tesis plantea el diseño del sistema mecánico de un equipo para la rehabilitación de la movilidad del tobillo basado en un mecanismo paralelo, el cual permita reproducir los movimientos de flexión dorsal-plantar e inversión-eversión que posibilitan la marcha y la capacidad de balance respectivamente. Este rehabilitador también debe permitir la ejecución de trabajos activos, por lo tanto debe generar las cargas resistentes a las cuales está sometida la articulación del tobillo durante la marcha normal. Como característica particular, el diseño se encuentra enfocado, más no limitado, a las características físicas de una muestra de la población peruana y orientado a que se adapte con facilidad a las condiciones actuales con las que se cuenta en los centros de salud del Perú.

El documento ha sido estructurado de la siguiente manera:

- Capítulo 1: Se presenta una exhaustiva investigación del estado del arte que ayuda a identificar claramente los requerimientos para la rehabilitación del tobillo y cómo los mecanismos paralelos contribuyen a satisfacer necesidades similares en la actualidad.
- Capítulo 2: Siguiendo los lineamientos del estándar VDI 2221, se identifica la estructura de funciones del rehabilitador de tobillo y se obtiene un concepto de solución.
- Capítulo 3: Se identifican las características antropométricas de la población particular a la cual se enfoca el estudio, se desarrolla el análisis del espacio de trabajo correspondiente y el diseño del mecanismo paralelo incluyendo la selección de los componentes estandarizados: accionamiento y articulaciones, y la verificación de los elementos de unión.
- Capítulo 4: Se presentan los planos de ensamble y fabricación, y la estructura de costos asociados al diseño mecánico del rehabilitador de tobillo.

Finalmente se resaltan los principales hallazgos en la sección de observaciones, se presentan las contribuciones del estudio en la sección de conclusiones y se indican las fuentes de información empleadas para el desarrollo del estudio en la sección de bibliografía.

CAPÍTULO 1

ESTADO DEL ARTE

El tobillo es una articulación compleja cuya función principal es unir las extremidades inferiores a los pies, permitiendo que el peso del ser humano repose sobre una plataforma estable. Esta característica brinda a la persona la capacidad de ser bípedo y de desplazarse marchando, corriendo o saltando. Otra función importante del tobillo es la absorción de cargas por impacto que se generan al inicio, durante y fin del desplazamiento. Aun durante la marcha normal se generan cargas elevadas; sin embargo, el tobillo no solo debe absorber dichas cargas, sino debe permitir los movimientos fisiológicos adecuados.

De acuerdo al informe mundial sobre la discapacidad que fue emitido por la Organización Mundial de la Salud (OMS) y el Banco Mundial en el año 2011 [1], la rehabilitación se define como el “conjunto de medidas que ayudan a las personas que tienen o probablemente tendrán una discapacidad a conseguir y mantener el funcionamiento óptimo en interacción con su ambiente.” La integración del conjunto de actividades en base a una secuencia lógica da origen al proceso de rehabilitación.

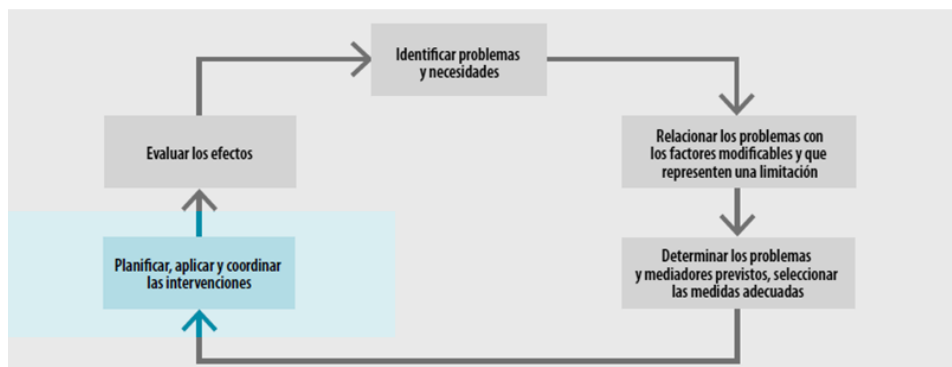


Figura 1.1 Proceso de rehabilitación según reporte de la OMS

Dentro del marco conceptual mostrado en la figura 1.1, la presente tesis intenta contribuir a la rehabilitación en la etapa de Planificación, aplicación y coordinación de intervenciones. Específicamente, se ofrecerá una alternativa a las terapias físicas de tobillo que se practican actualmente en nuestro país a través del diseño de un equipo enfocado tanto en la recuperación del rango de movimiento fisiológico como en el fortalecimiento de los músculos asociados a la articulación.

1.1 Anatomía y movimiento del tobillo

1.1.1 Anatomía del tobillo

El tobillo cuenta con dos grados de libertad, uno asociado a la articulación superior del tobillo (talocrural) y el otro asociado a la articulación subtalar (talocalcánea) [2]. La primera está formada por tres huesos: la tibia, el peroné y el astrágalo, permitiendo el movimiento más importante del tobillo: la flexión del pie hacia arriba y abajo (flexión plantar y dorsal). Por otro lado, en la articulación subtalar coinciden el astrágalo y el calcáneo permitiendo la rotación alrededor de un eje longitudinal al pie (inversión y eversión). Ambas articulaciones se aprecian en la figura 1.2 que corresponde a una imagen de resonancia magnética en vista posterior y los cuatro huesos que forman parte de la estructura de la articulación del tobillo se aprecian en la figura 1.3. Se resalta que existe un tercer grado de libertad asociado a la articulación transversa del tarso; sin embargo la referencia empleada (*Handbook of Biomedical Engineering*) lo excluye de la anatomía del tobillo y lo vincula a la del pie.

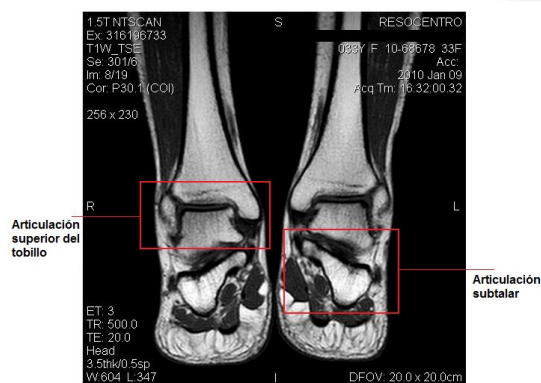


Figura 1.2 Articulación superior del tobillo y subtalar

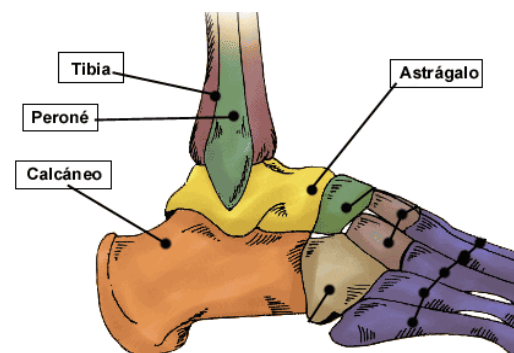


Figura 1.3 Huesos asociados a la estructura del tobillo

Sin embargo la mayoría de lesiones no se originan por daños óseos sino por cargas impulsivas que afectan a los ligamentos. Estos son elementos que permiten rigidizar la articulación mediante la unión entre huesos, protegen el tobillo en caso de movimientos anormales (se extienden y retornan a su posición natural) pero poseen una menor resistencia mecánica. Los ligamentos asociados al tobillo se presentan en la siguiente figura.

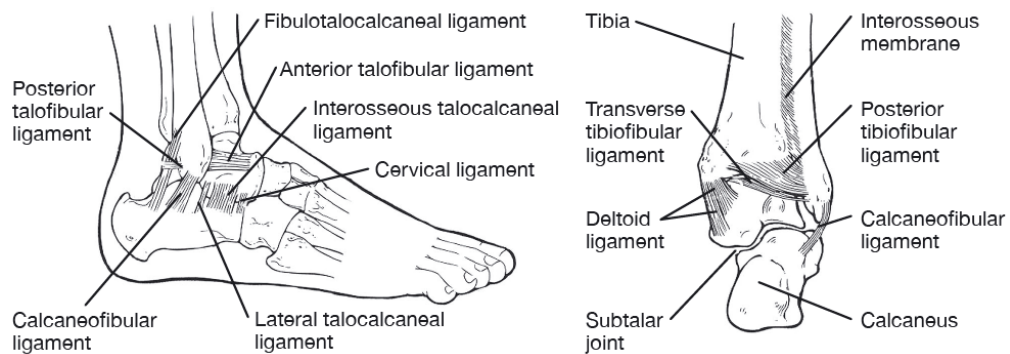


Figura 1.4 Ligamentos involucrados en el tobillo mostrados en vistas lateral y posterior

1.1.2 Movimiento fisiológico y cargas

La estructura ósea y ligamentos del tobillo permiten el movimiento fisiológico. Este concepto involucra los movimientos que puede realizar la articulación (ver figura 1.5) y la funcionalidad que esta le brinda al ser humano: permanecer de pie, caminar, cambiar de dirección, etc.

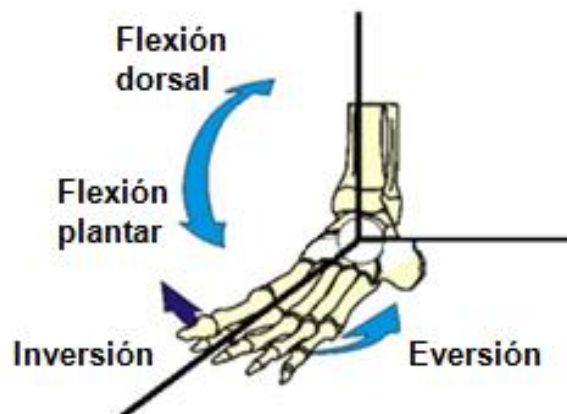


Figura 1.5 Movimientos fisiológicos del tobillo [3]

Para determinar el rango de movimiento del tobillo se cuenta con diversas fuentes; entre ellas, valores típicos que son empleados por fisioterapeutas durante la práctica de la rehabilitación física, modelos matemáticos y evidencias experimentales.

En la presente tesis es de particular interés definir de manera confiable y cuantitativa el rango de movimiento de la articulación que le permita al paciente desenvolverse de manera autónoma. Por eso, se presentan cuatro estudios de rango de movimiento y cargas con sustento científico y experimental.

a) *An ankle Robot for Modular Gait Rehabilitation System* - MIT [4]

El rango de valores admisibles de los movimientos de flexión dorsal y plantar durante la marcha se muestran en la siguiente figura.

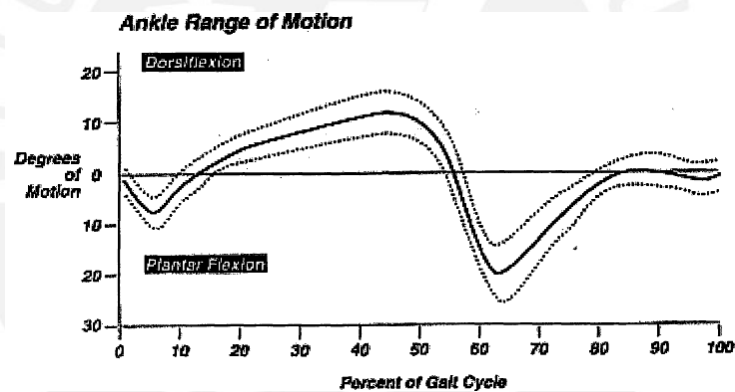


Figura 1.6 Rango de movimientos en flexión dorsal y plantar durante la marcha

Por otro lado el rango de valores admisibles para los movimientos de inversión y eversión se aprecian en la figura 1.7

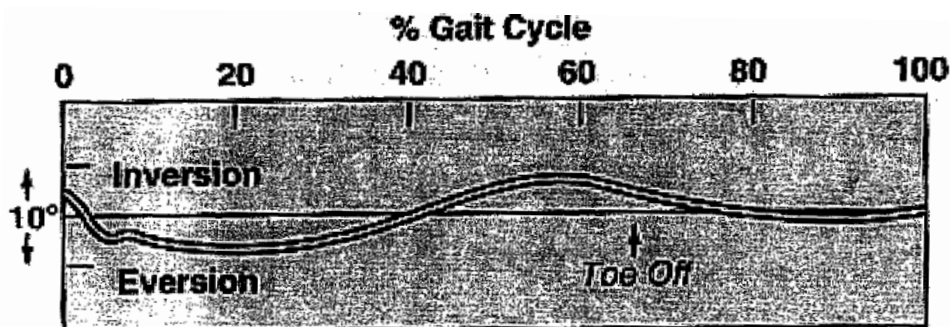
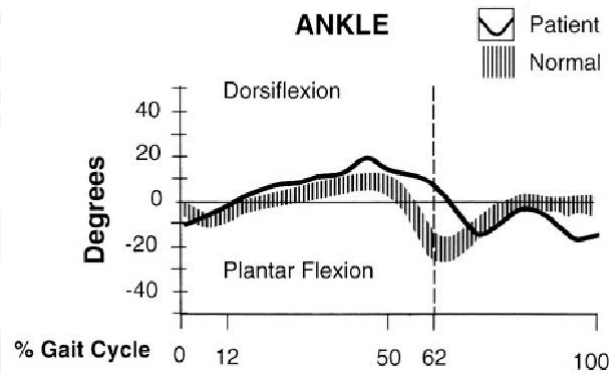


Figura 1.7 Rango de los movimientos de inversión y eversión durante la marcha

Adicionalmente se menciona que los torques máximos que se pueden presentar durante la marcha se encuentran en un rango de 100 a 200 Nm y que el torque necesario para posicionar el pie durante la etapa de *swing* en la marcha es 17 Nm.

b) Foot & Ankle Kinematics During Gait Using Foot Mounted Inertial Sensors – UC

En este caso se aprecia que el rango de valores admisibles de los movimientos de flexión dorsal y plantar que se consideran para una persona normal son similares al caso anterior [5]. Estos siguen la misma tendencia durante un ciclo completo de marcha y se muestran en la siguiente figura.



Figuran 1.8 Rango de los movimientos de inversión y eversión durante la marcha

Por otro lado, el rango de valores admisibles para los movimientos de inversión y eversión se aprecia en la figura 1.9 y difieren de la propuesta anterior debido a que se identifica que el movimiento de eversión es mínimo.

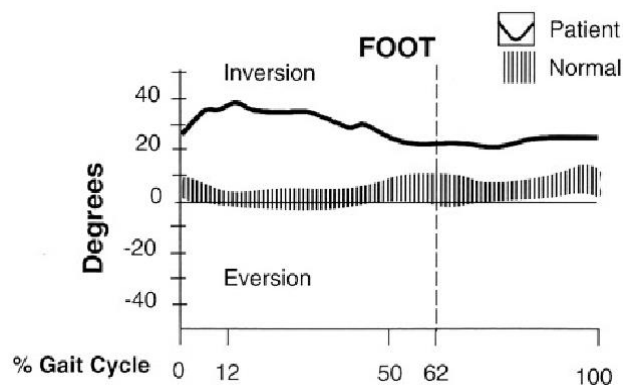
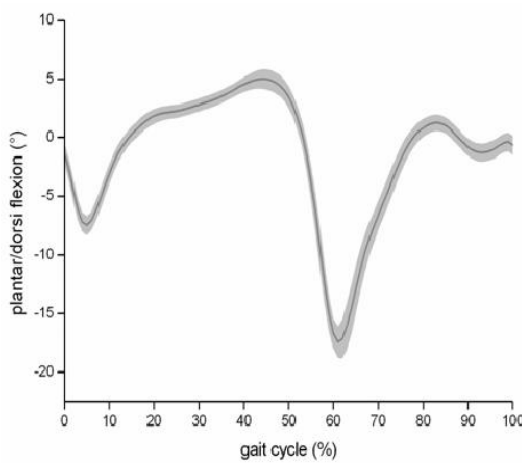


Figura 1.9 Rango de los movimientos de inversión y eversión durante la marcha

c) *Ankle Movements During Normal Gait Evaluated by Flexible Electrogoniometer*

Este documento que ha sido publicado en la Revista Brasileira de Fisioterapia brinda información sobre los rangos de movimientos de flexión dorsal-plantar, inversión y eversion durante la marcha [6]. Los resultados se muestran en las siguientes figuras.



Figuran 1.10 Rango de los movimientos de flexión plantar y dorsal durante la marcha

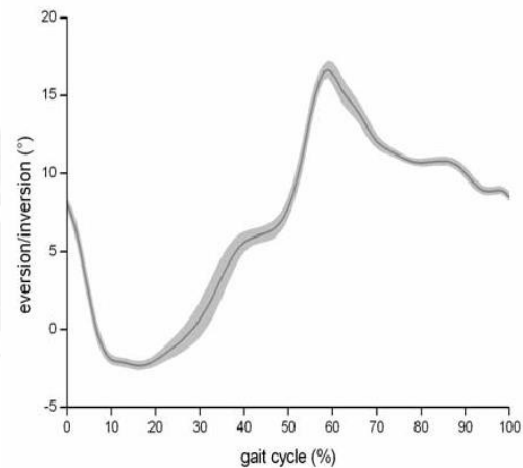


Figura 1.11 Rango de los movimientos de inversión y eversion durante la marcha

Por otro lado, los valores obtenidos durante las distintas mediciones de rangos de movimiento del tobillo se aprecian en las siguientes tablas.

Tabla 1.1 Valores de flexión dorsal-plantar obtenidos durante la experimentación

SAGITTAL PLANE	LEFT	RIGHT
	X ± SD (min/max)	X ± SD (min/max)
Foot flat (FF)	-7.2° ± 3.33° (1.1°/-10.8°)	-4.2° ± 2.29° (-0.7°/-8.2°)
Midstance (M)	2.6° ± 2.51° (0.2°/9.2°)	7.0° ± 1.69° (5.1°/9.5°)
Toe Off (TO)	-23.9° ± 6.81° (-16.2°/-37.7°)	-19.0° ± 5.24° (-12.5°/-27.6°)
ROM FF-M	9.8° ± 1.17° (8°/11°)	11.3° ± 1.7° (9.4°/14.1°)
ROM M-TO	-26.5° ± 7.81° (-17.5°/-40.8°)	-26.0° ± 5.66° (-20.2°/-36.3°)

Tabla 1.2 Valores de inversión y eversion obtenidos durante la experimentación

FRONTAL PLANE	LEFT	RIGHT
	X ± SD (min/max)	X ± SD (min/max)
Foot flat (FF)	-5.4° ± 1.5° (-3.9°/-8.3°)	-3.4° ± 3.28° (-3.2°/-6.9°)
Midstance (M)	-4.2° ± 1.49° (-1.6°/-6.6°)	-5.0° ± 3.48° (1.2°/-10.3°)
Toe Off (TO)	-15.4° ± 3.74° (-12°/-24°)	-16.4° ± 7.04° (-3.6°/-26.8°)
Maximum inversion	-16.8° ± 3.62° (-12.8°/-24.7°)	-18.5° ± 5.42° (-9.60°/-26.9°)
Maximum eversion	0.7° ± 1.05° (0.8°/-1.9°)	1.2° ± 2.81° (-1.7°/1.7°)

d) *Sagittal Plane Characterization of Normal Human Ankle* – MIT [7]

El presente estudio abarca la determinación de la máxima flexión dorsal y plantar del tobillo. Los resultados fueron obtenidos mediante experimentación con distintas personas y al final del capítulo se detalla la referencia. A continuación se presenta una tabla que resume los valores promedio para distintas velocidades de marcha.

Tabla 1.3 Valores de giro promedio en función de la velocidad de marcha

Velocidad de marcha	Flexión Dorsal (°)	Flexión Plantar (°)
Lento	9,17	21,72
Normal	8,25	24,98
Rápido	7,33	26,13

Del mismo modo, en la tabla 1.4 se presentan los resultados obtenidos mediante experimentación de las cargas que se presentan en el tobillo ante distintas velocidades de marcha.

Tabla 1.4 Valores de torque promedio en función de la velocidad de marcha

Velocidad de marcha	Flexión Dorsal (Nm)	Flexión Plantar (Nm)
Lento	7,1	99,4
Normal	10,4	111,3
Rápido	14,6	118,7

Es importante recalcar que solo se encontró información de las solicitaciones para el caso de flexión dorsal y plantar ya que son los movimientos principales del tobillo y donde se presenta la mayor carga durante la marcha.

1.2 Lesiones, técnicas y equipos empleados en la rehabilitación

1.2.1 Principales lesiones asociadas al tobillo

Como se mencionó en el subcapítulo anterior, el tobillo es una articulación compleja comprendida por huesos y ligamentos. Estos en conjunto con los músculos y tendones permiten el desplazamiento. Por ello, cada componente cumple funciones específicas: huesos que forman la estructura, ligamentos que rigidizan la articulación,

músculos como elementos motrices y tendones que transmiten el movimiento. Por ello, las lesiones que se presentan en el tobillo varían desde la fractura de huesos, esguince de ligamento, rotura de tendones, hasta las más leves como las contusiones.

a) Fractura de huesos

La fractura es la rotura del hueso, por ende la estructura asociada al miembro fracturado queda imposibilitada de cumplir su función y realizar el movimiento fisiológico correspondiente (ver figura 1.12). Por ejemplo en el caso de una fractura de peroné, la más frecuente fractura de miembro inferior debido a las dimensiones y ubicación de este hueso, el afectado no podrá mantenerse de pie con normalidad y mucho menos caminar. Para producir la fractura se requiere de sollicitaciones mayores a las admisibles por los ligamentos y tendones; por lo tanto, una fractura no solo implica la lesión del hueso.

Las fracturas pueden requerir intervención quirúrgica o en ocasiones resulta suficiente un tratamiento de inmovilización. Sin embargo, la similitud en ambos casos es que luego del tratamiento se debe recurrir a la rehabilitación física para recuperar el movimiento fisiológico del tobillo. Esto se debe a que durante la etapa de regeneración del hueso el miembro asociado a la lesión se mantiene inmovilizado, causando la atrofia de los músculos por falta de actividad.

b) Esguince o torcedura de ligamentos

El esguince es la lesión más frecuente en el tobillo y afecta directamente a los ligamentos (ver figura 1.13). Estos se inflaman y así la articulación pierde movilidad y funcionalidad. Ante esto, el tratamiento más común es el de inmovilización que permite reducir la inflamación y regenerar los ligamentos; tras ello es indispensable el tratamiento de rehabilitación física correspondiente. Un esguince no necesariamente imposibilita la marcha, sin embargo se evidencia como dolor ya que la inflamación permanece y se degeneran tejidos de los ligamentos.



Figura 1.12 Fractura de tibia y peroné.

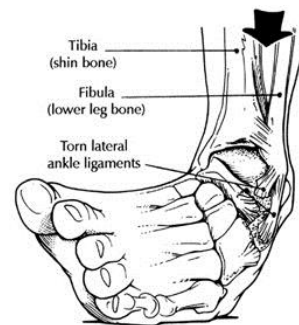


Figura 1.13 Esquema de esguince de tobillo

c) Lesión a los tendones

Los tendones no forman parte de la estructura física del tobillo pero sí influyen en la estructura funcional permitiendo que la contracción muscular en el miembro inferior se transmita al pie o tobillo. El tendón que se ve afectado con mayor frecuencia es el denominado tendón de Aquiles, este conecta el músculo de la pantorrilla con la parte inferior del hueso calcáneo, tal como se aprecia en la figura 1.14. Esta lesión imposibilita al paciente de realizar el movimiento de flexión plantar y dorsal.

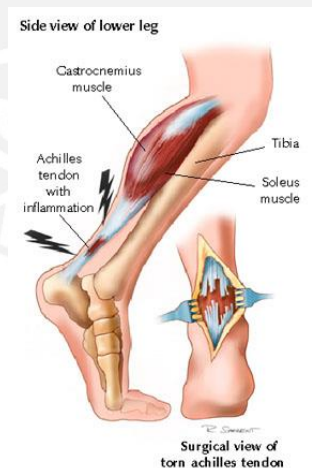


Figura 1.14 Esquema de lesión de tendón de Aquiles

1.2.2 Técnicas de rehabilitación

Los objetivos de la rehabilitación del tobillo son, en adición a la desinflamación, la recuperación del rango de movimiento en flexión dorsal, flexión plantar, inversión, eversión y el fortalecimiento de los músculos asociados [8]. Para cumplir con cada

uno de estos objetivos se aplican diversos métodos. Algunos, como los masajes tradicionales, se realizan sin recurrir a la tecnología mientras en otros se emplean dispositivos como masajeadores eléctricos o aplicación de ultrasonido terapéutico para optimizar el tratamiento.

No obstante, también se emplean métodos en los cuales el paciente es quien realiza las actividades para fortalecer y controlar la articulación lesionada, entre ellos: mantener el equilibrio sobre tablones, subir escaleras o extender bandas elásticas. El factor asociado a la intervención del paciente durante el tratamiento permite diferenciar dos técnicas principales en la rehabilitación: trabajos pasivos y activos [9].

a) Trabajo pasivo

Este tipo de trabajo usualmente se basa en un agente externo, humano o dispositivo, que generará el movimiento del tobillo evitando exigir al paciente, por lo tanto no hay contracción muscular voluntaria. Los trabajos pasivos tienen como finalidad recuperar el movimiento espacial, por ello se realizan muchas repeticiones aplicando cargas mínimas en el tobillo del paciente. Entre los principales tratamientos se cuenta con masajes brindados por fisioterapeutas, equipos de rehabilitación y por mecanismos paralelos que siguen una trayectoria definida. Un ejemplo de este tipo de técnicas se aprecia en la figura 1.15.

b) Trabajo activo

Durante el trabajo activo es el paciente quien promueve el ejercicio o movimiento para lograr vencer una determinada fuerza resistente o controlar una perturbación, un ejemplo de ello se muestra en la figura 1.16. Normalmente este tratamiento tiene como objetivo recuperar la funcionalidad del tobillo y la capacidad motriz fina. Para ello la carga resistente se varía gradualmente hasta lograr vencer el valor esperado. Entre los principales tratamientos que se basan en este tipo de trabajo se cuenta con bandas elásticas, hidroterapia, empleo de rampas, escaleras u otros elementos que promuevan el equilibrio y los mecanismos paralelos.



Figura 1.15 Trabajo pasivo: movimiento realizado por el especialista.



Figura 1.16 Trabajo activo: uso de elementos que fomentan el equilibrio

1.2.3 Equipos y dispositivos empleados en la rehabilitación del tobillo

En la actualidad existen diversos equipos comerciales que se emplean para la rehabilitación del tobillo. Entre ellos se encuentra una máquina estacionaria fabricada por Biodex (ver figura 1.17) la cual solo permite ejercitar el tobillo en el sentido de la flexión dorsal y plantar. El mismo fabricante también presenta una faja para realizar caminatas, en la cual variando la inclinación de la misma regula la carga que actúa en los miembros inferiores. Por otro lado, en la figura 1.18 se muestra un eyector de pie y tobillo de la firma Carci que también permite realizar ejercicios de flexión y extensión del tobillo. A diferencia del equipo de Biodex, el funcionamiento es completamente mecánico y es fácil de transportar. La mayoría de equipos y dispositivos comerciales se enfocan en la recuperación del movimiento de flexión plantar y dorsal.



Figura 1.17 Máquina estacionaria, Biodex



Figura 1.18 Eyector de pie y tobillo, Carci

También existen diseños patentados de rehabilitadores de tobillo. La patente US5215508 se centra en la rehabilitación de los movimientos de inversión y eversión argumentando que en la mayoría de esguinces de tobillo son dichos movimientos los afectados. Por otro lado, la patente US5368536 presenta un diseño que permite los cuatro movimientos del tobillo más los movimientos de abducción y aducción correspondientes a la articulación del pie. Estas dos patentes se aprecian en las siguientes figuras.

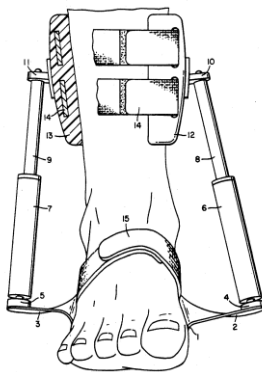


Figura 1.19 Patente US5215508

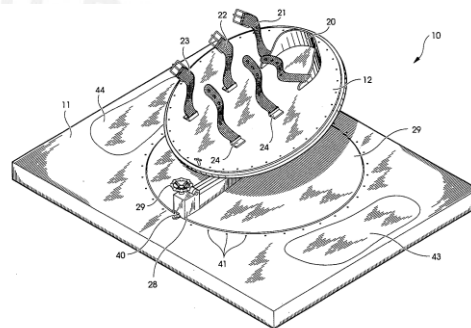


Figura 1.20 Patente US5368536

Un criterio importante a tomar en cuenta para el diseño del rehabilitador de tobillo es la ubicación y posición del paciente. Tomando en cuenta que uno de los requerimientos mínimos en los centros de salud del Perú es contar con camillas para examen clínico (figura 1.21), se considerará que el paciente se encuentra normalmente sentado sobre una de ellas; en consecuencia, a una altura aproximada de 0,85 m del piso. Bajo este contexto se intentará satisfacer los requerimientos ergonómicos.



Figura 1.21 Camilla para examen clínico

Otra alternativa de dispositivos no comerciales empleados en la actualidad son los mecanismos paralelos, de dos, tres y hasta seis grados de libertad. Estos son desarrollados por distintos centros de estudio y en el siguiente acápite se amplía la información sobre este tipo de mecanismos.

1.3 Mecanismos paralelos en la rehabilitación

Los mecanismos paralelos son versátiles ya que permiten recuperar el movimiento espacial siguiendo una trayectoria definida (trabajo pasivo) y la funcionalidad ofreciendo resistencia (trabajo activo). Esta capacidad es una de las muchas ventajas que presentan este tipo de mecanismos.

En los últimos años el desarrollo de los mecanismos paralelos ha tenido un gran auge, en particular en el ámbito de la rehabilitación de articulaciones. Entre los principales referentes se encuentran el robot paralelo desarrollado por la universidad de Rutgers en New Jersey (ver figura 1.22) y el sistema de actuadores paralelos desarrollado por el Italian Institute of Technology (ver figura 1.23).

En el caso del primero, está basado en una plataforma Stewart de seis grados de libertad y enfocado a que el mecanismo simule distintas condiciones que se presentan durante la marcha: pendientes, tipos de superficie, posiciones complejas, etc; por ello cuenta con una interfaz gráfica amigable para que el paciente realice su terapia de manera lúdica. Por otro lado, desarrollado por el Italian Institute of Technology es más simple, dos grados de libertad, debido a que se enfoca en los movimientos fisiológicos requeridos para la rehabilitación física.



Figura 1.22 Mecanismo desarrollado por Rutgers University [10]



Figura 1.23 Mecanismo desarrollado por Italian Institute of Technology [11]

Esta tesis se basa en un mecanismo paralelo debido a que ofrece muchas ventajas; entre ellas, manipular cargas muy superiores al peso propio, alta rigidez y bajo peso. Otra ventaja de los mecanismos paralelos es que al estar formados por dos o más cadenas cinemáticas independientes, permite que cada actuador pueda ser controlado por separado sin incrementar el error. La facilidad que estos mecanismos ofrecen al control permite programar sesiones con diferentes condiciones de trabajo y registrar los valores que se presentan con la finalidad de facilitar el análisis del médico especialista.

1.3.1 Mecanismo Paralelo

El mecanismo paralelo se define como un mecanismo compuesto por cadenas cinemáticas en lazo cerrado donde el elemento sobre el cual se quiere obtener el movimiento se encuentra unido a una base mediante dichas cadenas [12]. De acuerdo a la trayectoria que se obtiene en el elemento donde convergen las cadenas cinemáticas, se distinguen dos tipos particulares: manipuladores planos y manipuladores espaciales, un ejemplo de cada uno se muestra en las figuras 1.24 y 1.25. Por lo expuesto en el subcapítulo 1.1 se determina que el diseño del rehabilitador de tobillo requiere de un manipulador espacial que permita dos grados de libertad para realizar el movimiento fisiológico de la articulación.

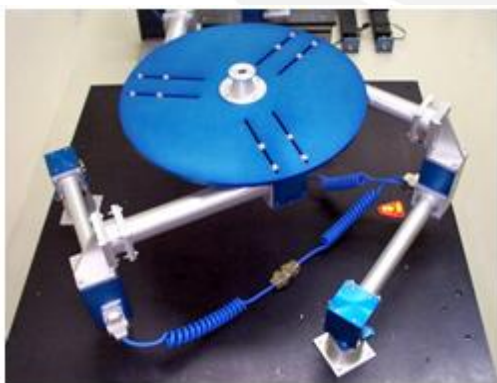


Figura 1.24 Mecanismo paralelo plano de 3 GDL



Figura 1.25 Mecanismo paralelo espacial

1.3.2 Arquitecturas paralelas

Entre los mecanismos paralelos existen diversos tipos de arquitecturas, las cuales dependen principalmente del espacio de trabajo. El diseño del rehabilitador de tobillo requiere dos grados de libertad de rotación que permitan en un eje los movimientos de flexión dorsal-plantar y en otro la inversión-eversión. Estos movimientos fisiológicos se encuentran restringidos al rango de movimiento de la articulación que ha sido descrito en el acápite 1.1.2.

Una de las principales características que definen el tipo y rango de movimiento que se obtendrá con el mecanismo paralelo es el tipo de unión entre los eslabones de la cadena cinemática. Destacan la junta simple de revolución (R) y prismática (P), ambas de un grado de libertad, la junta universal (U) y la junta esférica (S); mencionadas en orden ascendente según sus respectivos grados de libertad (ver figura 1.26). Estas uniones dan lugar a los grupos de generadores de movimiento.

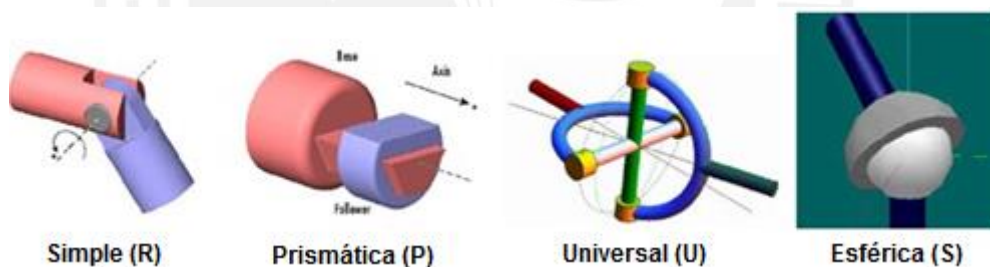


Figura 1.26 Tipos de juntas ordenadas de menor a mayor grado de libertad

Un tipo de generador de movimiento es el UPU con el cual se puede obtener el mecanismo paralelo 3-UPU de tres grados de libertad y que puede presentar diversas arquitecturas, tal como se muestra en la figura 1.27. En este caso la cadena cinemática está formada por junta universal – junta prismática – junta universal.

En el caso del diseño de mecanismos que trabajen en un solo plano es común emplear juntas simples de revolución y juntas prismáticas; sin embargo el rehabilitador de tobillo exige un espacio de trabajo tridimensional. Por lo tanto, se pueden emplear cualquiera de los cuatro tipos de juntas anteriormente mencionadas. Cabe resaltar que una de las características de la junta esférica es el rango de movimiento limitado

que ofrece, 15 grados, sin embargo la firma Hephaist introdujo una articulación tipo S (ver figura 1.28) que permite entre 30 y 45 grados de rotación pero tiene un costo elevado.

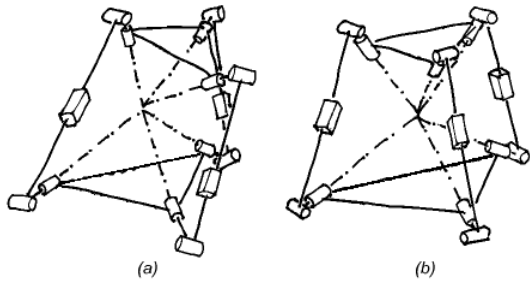


Figura 1.27 Mecanismos 3-UPU [13]



Figura 1.28 Unión tipo S fabricada por Hephaist

J.-P. Merlet en el libro *Parallel Robots* menciona los mecanismos paralelos cuyo espacio de trabajo es definido solamente por ángulos son denominados manipuladores de orientación. Por lo tanto, el rehabilitador de tobillo a diseñar debería corresponder a un mecanismo de este tipo, sin embargo no se descarta la opción de emplear un manipulador mixto que considere la posibilidad de traslación.

1.3.3 Dispositivos empleados en los mecanismos paralelos

Los dispositivos usados en el desarrollo de mecanismos paralelos son principalmente los actuadores y sensores. En el caso de la presente tesis estos dispositivos serán seleccionados de acuerdo a los parámetros geométricos, cinemáticos y de carga que se presentan en el movimiento fisiológico del tobillo. Es importante indicar que algunos actuadores comerciales incluyen sus propios sensores.

a) Actuadores

Estos dispositivos son los que generarán la fuerza motriz en el mecanismo para cumplir con los requerimientos de diseño. Los actuadores que se consideran para el desarrollo de la tesis son los lineales y los rotativos.

Actuadores lineales hidráulicos

La hidráulica se emplea para transmisiones de grandes fuerzas y potencias, permitiendo realizar trabajos que son imposibles lograr solo por fuerza humana,

normalmente para manipular cargas mayores a 10 MPa (en la figura 1.29 se muestra una aplicación de esta tecnología) [14]. Al implementar un actuador hidráulico es necesario contar con un tanque de aceite, una bomba y las líneas de presión y descarga. El hecho de trabajar con aceite hace que esta tecnología sea muy propensa a la suciedad, lo cual es una desventaja en el caso de la aplicación para un equipo que se encuentre en un centro de salud. Además, dada la alta presión de trabajo, se requiere de dispositivos robustos lo cual se ve reflejado en peso y costos elevados.

Actuadores lineales neumáticos

La neumática se basa en un principio físico similar al de la hidráulica, sin embargo en este caso se emplea aire comprimido como fluido [15]. Esta es una gran ventaja ya que se pueden diseñar sistemas limpios que cumplan con los requerimientos exigidos para la aplicación en la industria médica (ver figura 1.30). Otra ventaja de esta tecnología es que el aire es un fluido que se encuentra disponible en el ambiente pero se requiere de un compresor para poder elevar la presión del mismo, esto eleva el costo de operación. Por otro lado, una de las principales limitaciones es que el control de la velocidad y posicionamiento intermedio son inexactos. Las cargas en actuadores neumáticos están restringidas a 2 MPa como máximo y en el caso del rehabilitador de tobillo se espera que las cargas sean mucho menores.



Figura 1.29 Aplicación de actuadores hidráulicos en robot paralelo



Figura 1.30 Aplicación de actuadores neumáticos en robótica

Servomotores lineales

El funcionamiento de estos actuadores se basa en una señal de entrada que es procesada por el circuito lógico interno para ejecutar el movimiento. Además presentan retroalimentación para verificar la posición final. Estas características facilitan la implementación de un sistema de control. Los servomotores lineales suelen tener una capacidad menor a los anteriormente mencionados, a pesar de ello cumplen con las cargas máximas admisibles en el tobillo de una persona adulta. Un ejemplo de mecanismo paralelo empleando estos actuadores se muestra en la figura 1.31.

Actuadores lineales de precisión

Entre los principales actuadores lineales de precisión se encuentran los paso a paso, piezoeléctricos y magnetostrictivos. El primero de ellos presenta longitudes de carrera de 50 mm y resisten cargas superiores a los 400 N. Por otro lado, los actuadores piezoeléctricos presentan mucha mayor precisión; sin embargo esta característica repercute en la disminución de la carga admisible y en un costo elevado. En el caso de los actuadores magnetostrictivos son una alternativa importante ya que admiten carga hasta 50 Mpa, carreras hasta 200 mm y como fuente de energía requiere de 12 V como mínimo para inducir el campo magnético necesario para su funcionamiento.



Figura 1.31 Utilización de servomotores lineales en mecanismos paralelos



Figura 1.32 Motor paso a paso NEMA 34

Actuadores rotativos

Entre los principales actuadores rotativos se encuentran los servomotores y los motores a pasos (ver figura 1.32). Ambos permiten realizar movimientos precisos, sin

embargo en el servomotor la corriente admisible, precisión, eficiencia y resolución para el control del posicionamiento son mayores. Por otro lado, la ventaja que presentan los motores a pasos es su bajo costo en comparación con los anteriores y son más accesibles (facilidad de disposición en el mercado).

b) Sensores

El diseño mecánico del mecanismo paralelo debe considerar los dispositivos que permitan un óptimo control; la mayoría de estos dispositivos son sensores. La importancia de estos radica en que brindan información acerca de magnitudes importantes durante algún proceso de modo que se pueda tomar la decisión de realizar una acción de control. Durante la rehabilitación del tobillo es necesario controlar ciertos parámetros como la posición en la que se encuentra la plataforma, la velocidad con que se mueve y la fuerza que se está ejerciendo.

Sensores de posición y velocidad

Estos son sensores internos entre los cuales predominan los potenciómetros de precisión, *encoders*, *sincro-resolvers* y sensores lineales; los potenciómetros clásicos no suelen tener aplicación en los robots de servicio debido a su baja resolución. Adicionalmente, los sensores de posición permiten determinar la velocidad de un elemento debido a que ésta es una magnitud derivada.

Sensores de fuerza

Los sensores de fuerza permiten determinar si existe contacto entre dos elementos e indican la magnitud de dicha fuerza. Para el desarrollo del rehabilitador de tobillo es importante tener control sobre esta magnitud principalmente durante el trabajo activo que es el régimen de trabajo en el cual el rehabilitador actúa como una fuerza resistente. Además, al controlar la fuerza se puede prever alguna sobrecarga en el tobillo del paciente, lo cual perjudicaría el proceso de rehabilitación.

CAPÍTULO 2

ELABORACIÓN DEL CONCEPTO

El diseño del rehabilitador de tobillo se realiza siguiendo las recomendaciones que se especifican en el capítulo 11 “*Design*” del libro *Parallel Robots* de J.-P. Merlet [16]. En él, se indica que se puede diseñar un mecanismo paralelo a partir de arquitecturas típicas o emplear metodologías de diseño para proponer nuevas. Con la finalidad de satisfacer los requerimientos específicos del rehabilitador, se decide emplear el estándar VDI 2221 [17] como metodología de diseño para proponer la solución.

2.1 Lista de requerimientos

Existen diversos requerimientos: rotaciones, fuerzas admisibles, dimensiones, etc. Todas ellas tienen influencia en el diseño del rehabilitador, sin embargo algunas cobran mayor relevancia. A continuación se presenta de manera detallada los requerimientos a tomar en cuenta para el presente diseño.

2.1.1 Cinemática

El espacio de trabajo debe abarcar los movimientos fisiológicos del tobillo que son flexión dorsal-plantar e inversión-eversión. Luego de analizar las distintas fuentes de información presentadas en el Capítulo 1 y tomando como referencia principal el estudio *Sagittal Plane Characterization of Normal Human Ankle* [7], se establecen 30° y 18° respectivamente para el caso del rehabilitador. El movimiento principal del tobillo es el de flexión dorsal y plantar; por ello, en la tabla 2.1 se muestra los giros promedio durante distintas condiciones de marcha.

Tabla 2.1 Valores de giro promedio en función de la velocidad de marcha

Velocidad de marcha	Flexión Dorsal (°)	Flexión Plantar (°)
Lento	9,17	21,72
Normal	8,25	24,98
Rápido	7,33	26,13

Por otro lado, la aceleración máxima a la que el pie puede ser sometido sin sufrir alguna lesión debe ser limitada por el momento de inercia y la máxima sollicitación admisible en el tobillo.

2.1.2 Sollicitaciones

Tomando una postura conservadora, se define que el torque requerido para la rehabilitación del tobillo es de 120 Nm. Las cargas promedio a las que está sometida la articulación bajo distintos regímenes de marcha según el estudio *Sagittal Plane Characterization of Normal Human Ankle* [7] se presentan en la tabla 2.2.

Tabla 2.2 Valores de torque promedio en función de la velocidad de marcha

Velocidad de marcha	Flexión Dorsal (Nm)	Flexión Plantar (Nm)
Lento	7,1	99,4
Normal	10,4	111,3
Rápido	14,6	118,7

2.1.3 Geometría y mantenimiento

El mecanismo debe ser suficientemente pequeño para que un paciente que se encuentre sentado en una camilla para examen clínico, 85 cm de altura con respecto al piso, pueda usarlo cómodamente; esta consideración fue establecida en el Capítulo 1. También se debe facilitar el montaje del equipo y el libre acceso a piezas intercambiables en caso de mantenimiento.

2.1.4 Materiales, fabricación y ensamble

Los materiales empleados deben ser adecuados para el uso en la industria médica. Además, los elementos y componentes del sistema deben ser de fácil disponibilidad en el mercado y aquellos que no sean estandarizados se deben fabricar localmente. Por otro lado, se debe promover un sistema fácilmente ensamblable.

2.1.5 Seguridad

El sistema debe garantizar la seguridad del usuario ya que será empleado en el sector salud; por ello, se deben contemplar restricciones físicas y mecánicas en adición a las del control.

2.1.6 Operación

El equipo debe promover el trabajo pasivo para que el paciente recupere el rango de movimiento normal del tobillo, el trabajo activo para fortalecer los músculos y se deben lograr posiciones intermedias dentro del rango de movimiento de la articulación.

2.1.7 Suministro energético y eficiencia

El suministro de energía para la operación del equipo será el correspondiente al estándar nacional: 220 V con una frecuencia de 60 Hz; además, se debe promover un consumo eficiente de la energía.

2.1.8 Ergonomía

Se contempla que el equipo pueda ser usado por pacientes con una estatura dentro del rango de 1,50 - 1,70 m; sin embargo, el principal foco es satisfacer los requerimientos ergonómicos de una persona con la estatura correspondiente al de la media de la población peruana reportada por el Instituto Nacional de Salud: 1,57 m.

2.1.9 Señales

Se deben considerar los dispositivos de medición de las magnitudes requeridas para el control y dispositivos de protección en caso de ser necesario.

2.1.10 Costos

El costo total del proyecto debe ser lo menor posible, respetando las exigencias mecánicas del sistema y fisiológicas del tobillo, para que el equipo sea económicamente accesible a los centros nacionales de salud y rehabilitación.

En la tabla 2.3 se presenta un resumen de los requerimientos para el diseño del rehabilitador de tobillo.

Tabla 2.3 Resumen de requerimientos

Función Principal

Promover los movimientos fisiológicos del tobillo en una persona adulta saludable bajo cargas similares a las que se presentan durante la marcha normal.

CINEMÁTICA	Flexión dorsal-plantar: 30° / Inversión-eversión: 18°
SOLICITACIONES	Torques hasta 120 Nm
GEOMETRÍA	Altura menor a 85 cm
MATERIAL	Ligero y apropiado para la industria médica
SEGURIDAD	Restricciones físicas, mecánicas y de control
FABRICACIÓN	Recursos fácilmente disponibles en el mercado
MANTENIMIENTO	Fácil limpieza y acceso a las piezas intercambiables
SUMINISTRO ENERGÉTICO	Estándar nacional: 220 V a 60 Hz
OPERACIÓN	Promover el trabajo pasivo y activo
SEÑALES	Considerar dispositivos de medición
ERGONOMÍA	Satisfacer las condiciones para pacientes con estatura igual a la media de la población peruana: 1,57 m

2.2 Estructura de funciones

En base a la lista de requerimientos se definen las funciones que debe desempeñar el rehabilitador de tobillo. Para ello, la metodología VDI 2221 indica que se este proceso tiene dos etapas: una para identificar las interacciones con el entorno y otra para identificar las interacciones dentro del sistema.

2.2.1 Caja negra (*Black – Box*)

La caja negra es la abstracción más simple de la máquina que se puede realizar donde solo se consideran las principales entradas y salidas del sistema. Entre las magnitudes fundamentales que se representan, se cuenta con: materia, energía e

información. Como se aprecia en la figura 2.1, la ubicación del paciente y el posicionamiento del pie corresponden a requerimientos ajenos a la operación del rehabilitador.

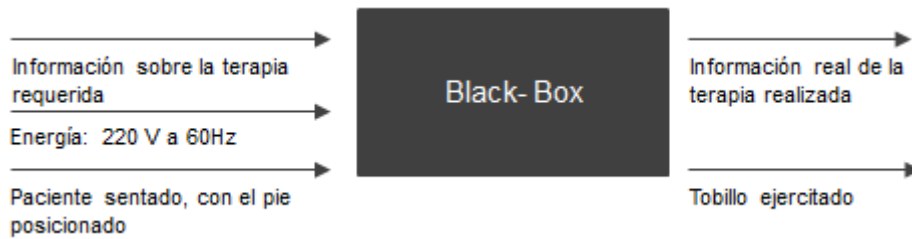


Figura 2.1 Caja negra para el diseño del rehabilitador de tobillo

2.2.2 Desarrollo de la estructura de funciones

La función principal del rehabilitador de tobillo es realizar los movimientos fisiológicos del tobillo de una persona adulta saludable bajo cargas similares a las que se presentan durante la marcha. Para lograr este objetivo se dividen las funciones en la reproducción de los movimientos de flexión dorsal-plantar e inversión-eversión, tal como se muestra en la figura 2.2. Además, se debe asegurar el pie a la plataforma para evitar perder la referencia de la posición a lo largo del movimiento.

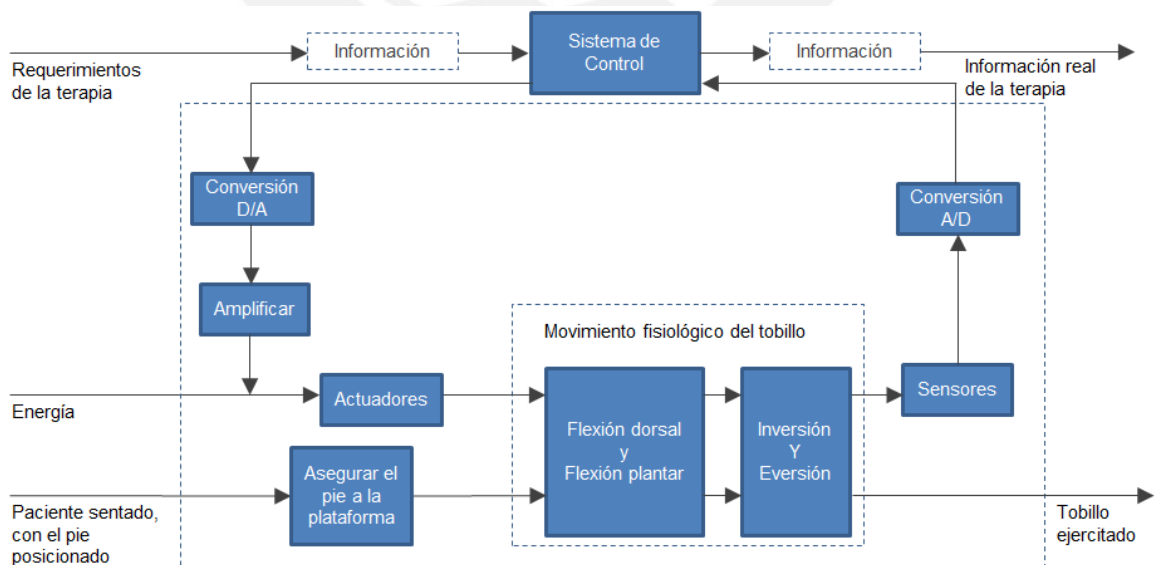


Figura 2.2 Estructura de funciones del rehabilitador de tobillo





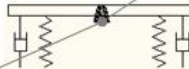
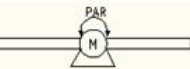
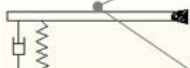

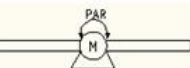



Por otro lado se encuentra el sistema de control que recibe la información que proviene de los sensores y las retroalimenta para modificar o mantener las condiciones de operación de los actuadores. En un inicio es necesario introducir la información correspondiente al régimen de la terapia: rango de movimiento y fuerzas. Estos parámetros deben ser ingresados por un profesional de la salud que además debe estar pendiente a la respuesta del paciente ante el rigor de la terapia, particularmente del dolor.

2.3 Conceptos de solución

2.3.1 Matriz morfológica

La tabla 2.4 corresponde a la matriz morfológica donde se aprecian tres alternativas distintas para cada una de las funciones parciales definidas en el acápite anterior y las tecnologías disponibles expuestas en el Capítulo 1. Esta metodología de diseño compara conceptos de solución que satisfagan los requerimientos del rehabilitador de tobillo para identificar la solución óptima.

Tabla 2.4 Matriz morfológica

Funciones parciales	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Asegurar el pie a la plataforma	Pre-forma 	Superficie rugosa 	Correas tipo pedal 
Flexión dorsal y plantar			
Inversión y eversión			
Tecnología	Hidráulica 	Neumática 1 	Servo eléctrico 2 

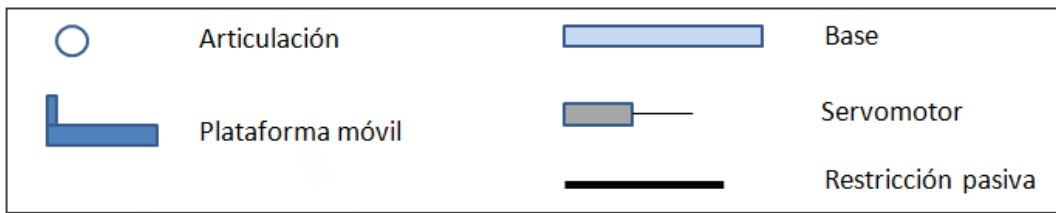


Figura 2.3 Leyenda de los conceptos de solución

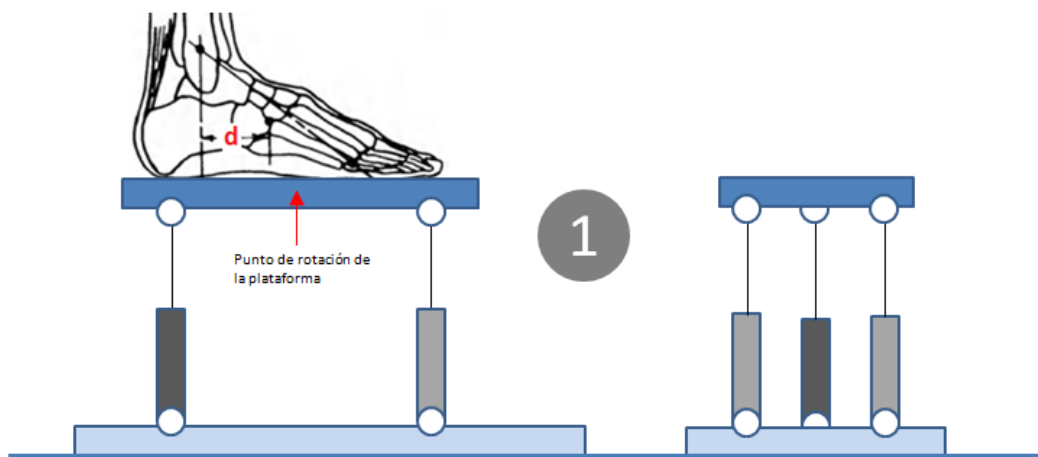


Figura 2.4 Vista lateral y frontal del concepto de solución 1

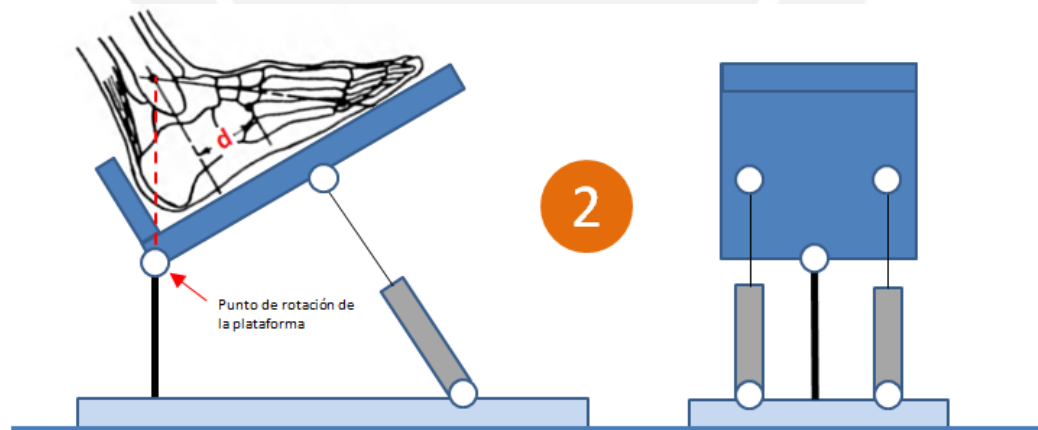


Figura 2.5 Vista lateral y frontal del concepto de solución 2

2.3.2 Evaluación de las soluciones obtenidas

Los dos conceptos de solución obtenidos a través de la matriz morfológica se evalúan según criterios técnicos y económicos (ver tablas 2.5 y 2.6). En ambos casos el parámetro “c” es el peso específico del criterio a evaluar y “n” el valor asignado que varía en un rango de 0 a 4.

Tabla 2.5 Evaluación técnica

VALOR TÉCNICO		CS1		CS2		SOLUCIÓN IDEAL	
CRITERIOS DE EVALUACIÓN	c	n	cn	n	cn	n	cn
Cinemática	1	2	2	3	3	4	4
Solicitaciones	1	2	2	3	3	4	4
Geometría	1	3	3	2	2	4	4
Materiales	0.8	2	1.6	2	1.6	4	3.2
Seguridad	1	2	2	3	3	4	4
Fabricación y ensamble	0.8	3	2.4	2	1.6	4	3.2
Mantenimiento	0.8	3	2.4	2	1.6	4	3.2
Energía	0.8	2	1.6	3	2.4	4	3.2
Operación	1	2	2	3	3	4	4
Señales	0.8	3	2.4	3	2.4	4	3.2
Ergonomía	1	2	2	3	3	4	4
PUNTAJE MÁXIMO	10		23.4		26.6		40
VALOR TÉCNICO X			0.585		0.665		1

Tabla 2.6 Evaluación económica

VALOR ECONÓMICO		CS1		CS2		SOLUCIÓN IDEAL	
CRITERIOS DE EVALUACIÓN	c	n	cn	n	cn	n	cn
Costo de materiales	1	3	3	3	3	4	4
Costo de instalación	0.5	1	0.5	3	1.5	4	2
Costo de operación	1	2	2	3	3	4	4
Número de operarios	0.5	2	1	2	1	4	2
Costo de tecnología	1	3	3	3	3	4	4
Costo por mantenimiento	0.8	3	2.4	3	2.4	4	3.2
Costo de la energía	0.5	2	1	3	1.5	4	2
Costo de repuestos	0.7	2	1.4	2	1.4	4	2.8
PUNTAJE MÁXIMO	6		14.3		16.8		24
VALOR ECONÓMICO Y			0.596		0.700		1

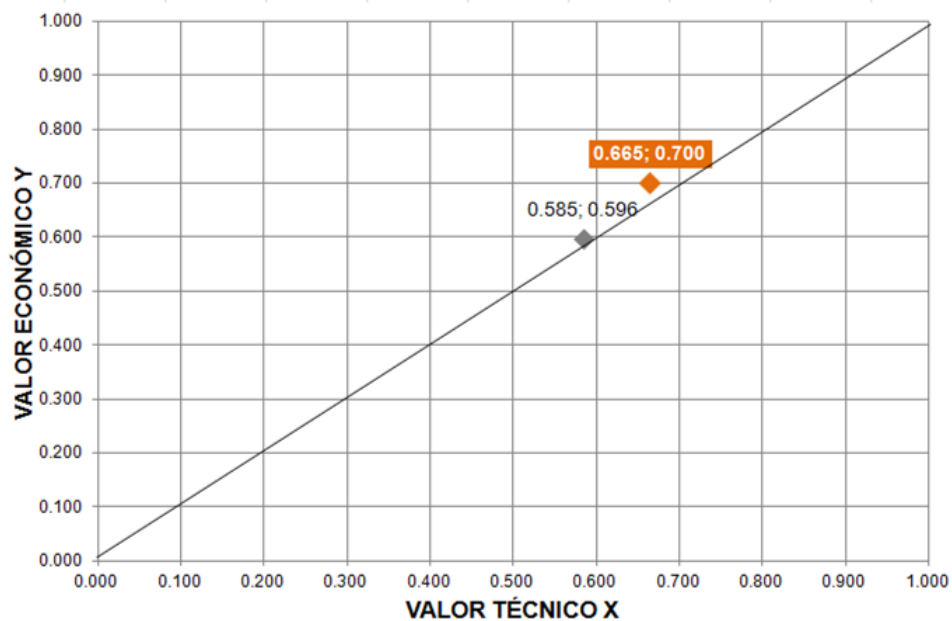


Figura 2.6 Evaluación técnico – económica de los conceptos de solución

2.4 Definición de la solución óptima

De acuerdo al diagrama de evaluación técnico-económica, figura 2.6, se evidencia que la solución óptima es la número 2 (CS2); siendo las principales ventajas el mejor comportamiento cinemático, mayor seguridad del paciente debido al punto de rotación fijo, y el menor consumo de energía debido al uso de una menor cantidad de actuadores.

La solución óptima está compuesta por dos servomotores lineales para promover los movimientos de flexión dorsal-plantar e inversión-eversión. El primer movimiento se obtiene cuando ambos actuadores se desplazan simultáneamente en el mismo sentido y la inversión-eversión cuando estos se desplazan simultáneamente en sentidos opuestos. Además, el equipo cuenta con una restricción pasiva que garantiza un único punto de rotación de la plataforma, cinco articulaciones y dos plataformas: una base y otra móvil. Cabe resaltar que el uso de servomotores lineales requiere de una fuente AC-DC debido a que el suministro de energía estándar es 220 V a 60 Hz.

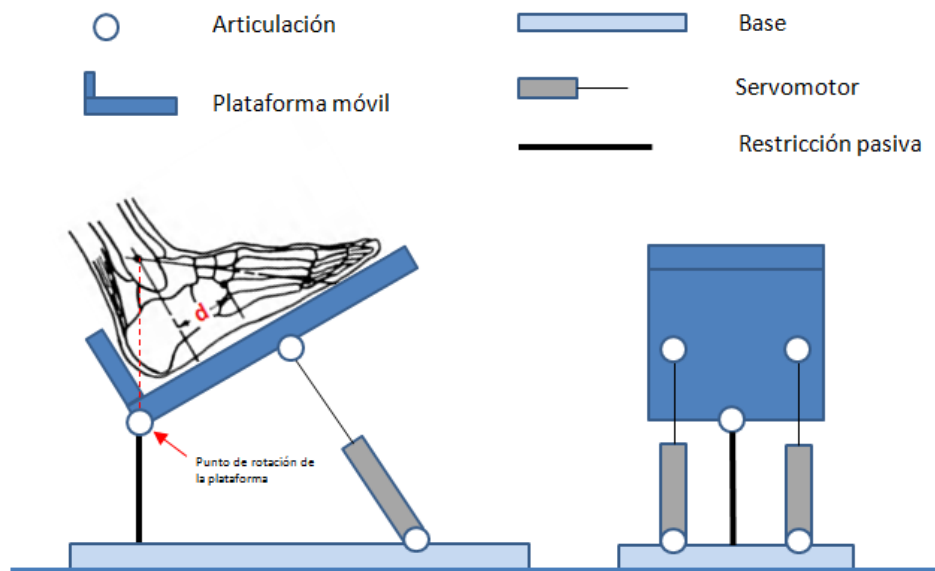


Figura 2.7 Solución elegida para el diseño del rehabilitador de tobillo

CAPÍTULO 3

DISEÑO MECÁNICO

La comodidad al interactuar con el mecanismo es uno de los requerimientos que se aborda desde el inicio debido a que esta depende de las características físicas del paciente. En particular, la estatura y la masa son los parámetros principales que se emplean para estimar las propiedades de los segmentos del cuerpo humano.

Según la encuesta nacional de realizada por el Instituto Nacional de Salud (INS) en el 2006 [18], la estatura promedio de la población peruana encuestada fue de **1,57 m**; la cual resulta de 1,64 m en varones y 1,51 m en mujeres (ver tabla 3.1). Por otro lado, la masa corporal promedio reportada fue 64,1 kg y resulta de 67,8 kg y 60,7 kg en varones y mujeres respectivamente.

Tabla 3.1 Medidas antropométricas por sexo

Medidas antropométricas	Sexo				Total	
	Varón		Mujer		Promedio	Error estándar
	Promedio	Error estándar	Promedio	Error estándar		
Talla (cm)	164.3	0.4	151.4	0.3	157.7	0.2
Peso Bruto (kg)	68.6	0.5	61.3	0.5	64.8	0.4
Peso Neto (kg)	67.8	0.5	60.7	0.5	64.1	0.4
Perimetro Abdominal (cm)	90.3	0.4	90.4	0.5	90.3	0.4
Índice de Masa Corporal (kg/cm ²)	25.1	0.2	26.5	0.2	25.8	0.1

De acuerdo a la información presentada, se considera que la aplicación del rehabilitador de tobillo se encuentra dirigida, más no limitada, a pacientes con estaturas entre **1,50 m** y **1,70 m** y masas corporales entre **60 kg** y **70 kg**.

3.1 Antropometría

3.1.1 Dimensiones de segmentos del cuerpo

La longitud y ancho del pie son parámetros a tomar en cuenta en el dimensionamiento de la plataforma móvil, aquella que estará en contacto con el pie durante la terapia. En la figura 3.1 se muestra que estas dimensiones son función de la estatura de la persona, la cual ha sido especificada previamente.

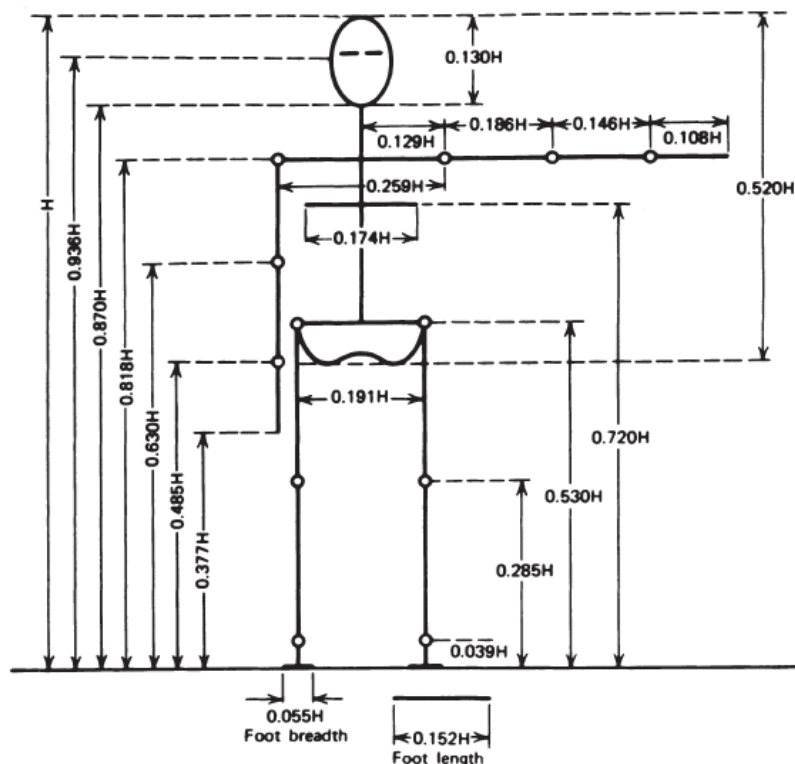


Figura 3.1 Longitud de segmentos del cuerpo en función a la estatura [19]

En consecuencia, el rango de longitud de pie a considerar en dimensionamiento de la plataforma es de 0,288 – 0,258 m.

$$L_{pie_{mín}} = 0,152(1,5 \text{ m}) = 0,228 \text{ m} \quad L_{pie_{máx}} = 0,152(1,7 \text{ m}) = \mathbf{0,258 \text{ m}} \quad (3.1)$$

Del mismo modo, el rango de ancho de pie a considerar en el dimensionamiento de la plataforma es de 0,083 – 0,094 m.

$$A_{pie_{mín}} = 0,055(1,5 \text{ m}) = 0,083 \text{ m} \quad A_{pie_{máx}} = 0,055(1,7 \text{ m}) = \mathbf{0,094 \text{ m}} \quad (3.2)$$

Por otro lado, la altura del rehabilitador de tobillo se encuentra limitada por la camilla de 0,85 m donde se sienta el paciente y la longitud de la pierna. Esta última tiene un valor de 0,447 m para una persona con estatura igual a la media de la población del Perú; en consecuencia, la altura óptima del rehabilitador es:

$$H_{\text{óptima}} = 0,85 \text{ m} - L_{p_{\text{media}}} = 0,85 - 0,285(1,57) = 0,85 - 0,447 = \mathbf{0,403 \text{ m}} \quad (3.3)$$

Se resalta que en el dimensionamiento preliminar no se tomará en cuenta la longitud de las articulaciones que unen los actuadores con las plataformas. Asumiendo que la longitud de estas será aproximadamente 0,05 m, se decide representar la influencia de esta asunción como una disminución de 0,05 m en la altura de la camilla. Por lo tanto, el rango de alturas del rehabilitador considerado en el dimensionamiento inicial será:

$$h_{\text{mín}} = 0,80 - 0,285(1,7 \text{ m}) = 0,315 \text{ m} \quad h_{\text{máx}} = 0,80 - 0,285(1,5 \text{ m}) = 0,372 \quad (3.4)$$

3.1.2 Masa de segmentos del cuerpo

Las fuerzas que generan los segmentos del cuerpo debido al peso propio se encuentran en función de la masa corporal total de la persona. La tabla 3.2 muestra expresiones de cálculo de la masa, centro de masa y radio de giro para distintos segmentos del cuerpo, resaltándose el conjunto pie-pierna que es de particular interés.

Tabla 3.2 Características de los segmentos del cuerpo [20]

Segment	Definition	Segment Weight/Total Body Weight	Center of Mass/Segment Length		Radius of Gyration/Segment Length		Density	
			Proximal	Distal	C of G Proximal	Distal		
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M	1.16
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M	1.13
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M	1.07
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P	0.468	0.827	0.565 P	1.14
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P	0.368	0.645	0.596 P	1.11
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P	0.475	0.690	0.690 P	1.10
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302	0.528	0.643 M	1.09
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323	0.540	0.653 M	1.05
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P	0.416	0.735	0.572 P	1.09
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P	0.326	0.560	0.650 P	1.06
Head and neck	C7-T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	— PC	0.495	0.116	— PC	1.11
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	0.712	0.288	—	—	—	1.04
Thorax	C7-T1/T12-L1 and diaphragm*	0.216 PC	0.82	0.18	—	—	—	0.92
Abdomen	T12-L1/L4-L5*	0.139 LC	0.44	0.56	—	—	—	—
Pelvis	L4-L5/greater trochanter*	0.142 LC	0.105	0.895	—	—	—	—
Thorax and abdomen	C7-T1/L4-L5*	0.355 LC	0.63	0.37	—	—	—	—
Abdomen and pelvis	T12-L1/greater trochanter*	0.281 PC	0.27	0.73	—	—	—	1.01
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.497 M	0.50	0.50	—	—	—	1.03
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.578 MC	0.66	0.34 P	0.503	0.830	0.607 M	—
Head, arms, and trunk (HAT)	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.678 MC	0.626	0.374 PC	0.496	0.798	0.621 PC	—
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.678	1.142	—	0.903	1.456	—	—

El rango de masas corporales fue definido al inicio de este capítulo; por ello, para calcular la carga estática debido al pie, pierna y conjunto pie-pierna al cual está sometido el mecanismo se considera el mayor valor: 70 kg.

$$m_{pie} = 0,0145(70 \text{ kg}) = 1,015 \text{ kg} \tag{3.5}$$

$$m_{pierna} = 0,0465(70 \text{ kg}) = 3,255 \text{ kg} \tag{3.6}$$

$$m_{pie-pierna} = 0,061(70 \text{ kg}) = 1,015 \text{ kg} + 3,255 \text{ kg} = \mathbf{4,27 \text{ kg}} \tag{3.7}$$

3.1.3 Momentos de inercia del pie

La resistencia que ofrece el pie al realizar los movimientos de rotación durante la rehabilitación se refleja en el momento de inercia. De acuerdo a las expresiones planteadas por V. Zatsiorsky [21] que se muestran en la tabla 3.3, esta propiedad depende de la estatura de la persona y la masa corporal.

Tabla 3.3 Momentos de inercia de los segmentos del cuerpo

Moment of inertia around x-axis	Constant	Body weight	Stature	R
Head	-78	1.171	1.519	0.4
Upper part of torso	81.2	36.73	-5.97	0.73
Middle part of torso	618.5	39.8	-12.87	0.81
Lower part of torso	-1568	12	7.741	0.69
Upper arm	-250.7	1.56	1.512	0.62
Forearm	-64	0.95	0.34	0.71
Hand	-19.5	0.17	0.116	0.5
Thigh	-3557	31.7	18.61	0.84
Calf	-1105	4.59	6.63	0.85
Foot	-100	0.48	0.626	0.75
Moment of inertia around y-axis	Constant	Body weight	Stature	R
Head	-112	1.43	1.73	0.49
Upper part of torso	367	18.3	-5.73	0.66
Middle part of torso	263	26.7	-8	0.78
Lower part of torso	-934	11.8	3.44	0.73
Upper arm	-232	1.525	1.343	0.62
Forearm	-67.9	0.855	0.376	0.71
Hand	-13.68	0.088	0.092	0.43
Thigh	-3690	32.02	19.24	0.85
Calf	-1152	4.594	6.815	0.85
Foot	-97.09	0.414	0.614	0.77

A continuación se muestran las expresiones específicas correspondientes a los momentos de inercia centroidales del pie y en la figura 3.2 se indica la dirección y orientación de los ejes X e Y en mención.

$$I_{pie_{xx}} = -100,0 + 0,480 \cdot M + 0,626 \cdot T \quad [kg \cdot cm^2] \quad (3.8)$$

$$I_{pie_{yy}} = -97,09 + 0,414 \cdot M + 0,614 \cdot T \quad [kg \cdot cm^2] \quad (3.9)$$

Donde **M** corresponde a la masa corporal y **T** a la estatura.

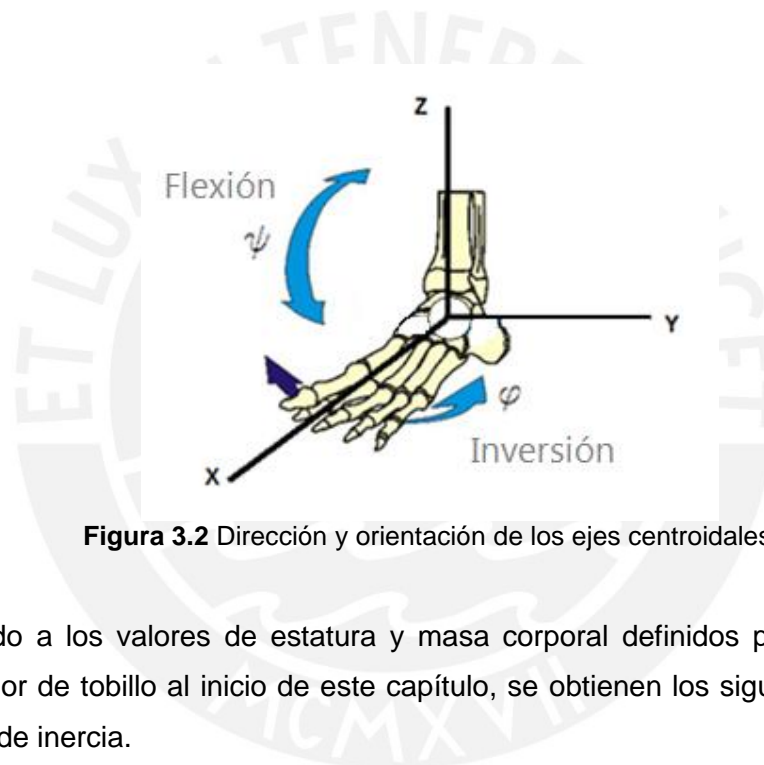


Figura 3.2 Dirección y orientación de los ejes centroidales

De acuerdo a los valores de estatura y masa corporal definidos para el diseño del rehabilitador de tobillo al inicio de este capítulo, se obtienen los siguientes valores de momento de inercia.

$$I_{pie_{máx_{xx}}} = -100,0 + 0,480(70) + 0,626(170) = 40,02 \quad kg \cdot cm^2 \quad (3.10)$$

$$I_{pie_{máx_{yy}}} = -97,09 + 0,414(70) + 0,614(170) = 36,27 \quad kg \cdot cm^2 \quad (3.11)$$

$$I_{pie_{mín_{xx}}} = -100,0 + 0,480(60) + 0,626(150) = 22,70 \quad kg \cdot cm^2 \quad (3.12)$$

$$I_{pie_{mín_{yy}}} = -97,09 + 0,414(60) + 0,614(150) = 19,85 \quad kg \cdot cm^2 \quad (3.13)$$

3.2 Ingeniería conceptual

3.2.1 Definición del espacio de trabajo y selección de componentes

Inicialmente se considera una superficie de longitud “a” que debe girar 30° sobre el punto “o” y en el otro extremo se le aplica la fuerza motriz (ver figura 3.3). El objetivo de este cálculo preliminar es determinar el desplazamiento del actuador lineal “D/2” necesario para asegurar el cumplimiento del movimiento de flexión dorsal y plantar. Es importante resaltar que el actuador debe tener una longitud de carrera mayor o igual a “D” porque el movimiento es en ambos sentidos; además, debe tener la menor longitud total posible debido a que esta característica influye en la altura del rehabilitador.

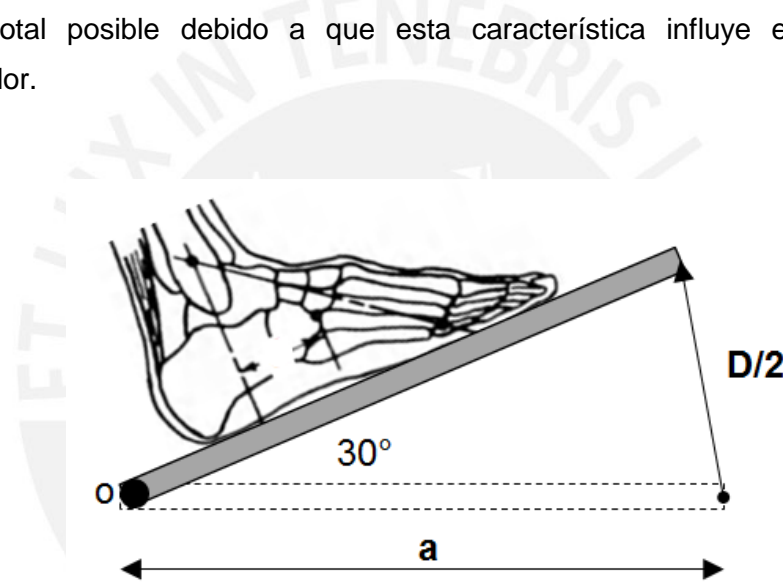


Figura 3.3 Esquema del movimiento de la plataforma durante la flexión dorsal

Este caso puede aproximarse a un triángulo isósceles de lados iguales “a” y ángulos correspondientes 75° tal como se muestra en la figura 3.4.

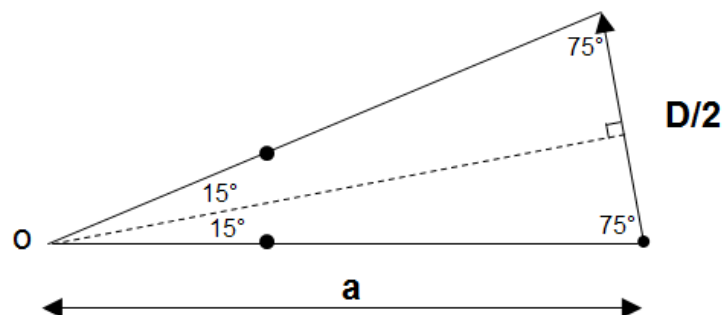


Figura 3.4 Aproximación del movimiento de la plataforma durante la flexión dorsal

En consecuencia, se obtiene la siguiente relación entre el desplazamiento requerido en el actuador versus la longitud de la superficie.

$$2 \cdot a \cdot \cos 75^\circ = \frac{D}{2} \tag{3.14}$$

Considerando que el desplazamiento está limitado por las características del actuador, se decide emplear un servomotor lineal de la serie CAHB-10 de SKF. Como se aprecia en la figura 3.5, estos actuadores cuentan con un rango de carreras entre 50 y 300 mm, y con 2-Hall encoders integrados que permiten registrar la posición.

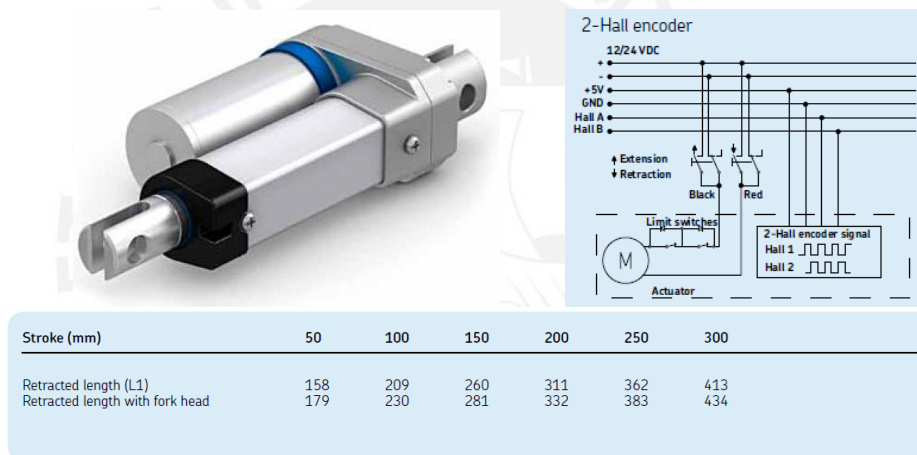


Figura 3.5 Carreras estándar para el servomotor lineal CAHB-10 de SKF

En función a las carreras estándar del servomotor lineal se calculan las alturas (Lact + D/2) correspondientes obteniendo los resultados que se muestran en la tabla 3.4. Las alternativas se limitan a tres debido a que las otras no cumplen con el requerimiento de altura del mecanismo cuando aún no se consideran las uniones.

Tabla 3.4 Relación carrera del actuador (D) versus longitud de superficie (a)

D (m)	a (m)	Lact (m)	Lact + D/2 (m)	h mín (m)	h máx (m)	Resultado
0.05	0.048	0.158	0.183	0.315	0.372	Dentro de rango
0.1	0.097	0.209	0.259	0.315	0.372	Dentro de rango
0.15	0.145	0.26	0.335	0.315	0.372	Excede el valor mínimo requerido
0.2	0.193	0.311	0.411	0.315	0.372	Excede los valores requeridos
0.25	0.241	0.362	0.487	0.315	0.372	Excede los valores requeridos
0.3	0.290	0.413	0.563	0.315	0.372	Excede los valores requeridos

Se opta por emplear un actuador de 100 mm de carrera debido a que su longitud cumple los requerimientos de altura y permite contar con espacio suficiente, con respecto al punto de rotación, para colocar las uniones en la plataforma móvil.

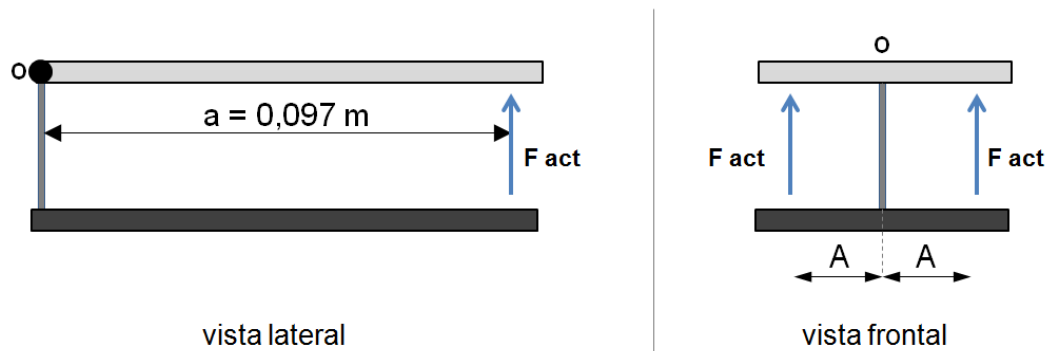


Figura 3.6 Ubicación de las fuerzas del actuador de 100 mm en la plataforma móvil

Sin embargo, como se aprecia en la figura 3.6, es necesario verificar si la elección también satisface los movimientos de inversión y eversión. Para ello se considera que los actuadores se ubican a una distancia “A” del eje de rotación y “D/2” es el desplazamiento necesario para asegurar los 18° de giro.

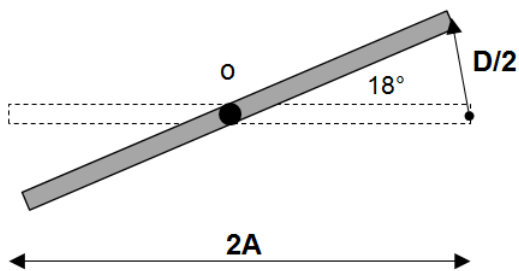


Figura 3.7 Esquema del movimiento de la plataforma durante la inversión

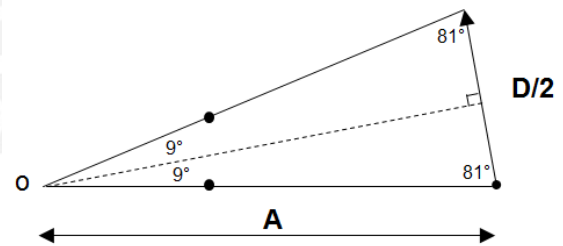


Figura 3.8 Aproximación del movimiento de la plataforma durante la inversión

En consecuencia, se obtiene otra relación entre el desplazamiento requerido en el actuador versus la distancia al centro de rotación.

$$2 \cdot A \cdot \cos 81^\circ = \frac{D}{2} \tag{3.15}$$

La tabla 3.5 muestra que el actuador de 100 mm de carrera satisface el requerimiento de giro; sin embargo requiere una distancia considerable al centro de rotación. Para este último parámetro la alternativa ideal sería seleccionar un actuador con carrera de 50 mm, el cual permita una distancia al centro de rotación “A” de 80 mm.

Tabla 3.5 Relación carrera del actuador (D) versus distancia al centro de rotación (A)

D (m)	A (m)	Lact (m)	Lact + D/2 (m)	h mín (m)	h máx (m)	Resultado
0.05	0.080	0.158	0.183	0.315	0.372	Dimensión apropiada
0.1	0.160	0.209	0.259	0.315	0.372	Dimensión tolerable
0.15	0.240	0.26	0.335	0.315	0.372	Dimensión excesiva

De acuerdo a las fuerzas nominales indicadas en el catálogo del fabricante, se calculan los torques que se generan durante la flexión dorsal e inversión al considerar los parámetros “a” (0,097 m) y “A” (0,16 m) y los resultados son mostrados en la tabla 3.6.

Tabla 3.6 Relación entre fuerzas nominales del actuador de 100 mm y los torques resultantes

F. Actuador (N)	T.DF Rehabilitador (Nm)	T.INV Rehabilitador (Nm)
120	23.28	38.4
240	46.56	76.8
500	97	160
750	145.5	240
1000	194	320

Se evidencia que un actuador con fuerza máxima de 500 N satisface de manera óptima el requerimiento torque para la flexión dorsal (120 Nm o menor); sin embargo excede el límite durante la inversión. Por otro lado, en el caso del actuador de 240 N de fuerza máxima, se satisfacen ambos requerimientos de torque pero bajo una condición muy conservadora. En consecuencia, se decide reevaluar el cumplimiento de los requerimientos del rehabilitador de tobillo en el movimiento de inversión considerando como parámetro “A” 80 mm.

Tabla 3.7 Resultados de la reevaluación de parámetros en el movimiento de inversión

A (m)	F. Actuador (N)	D' (m)	Lact (m)	Lact + D'/2 (m)	h mín (m)	h máx (m)	T. Rehabilitador (Nm)
0.080	500	0.050	0.209	0.234	0.315	0.372	80.000

Los puntos más resaltantes de la información mostrada en la tabla 3.7 son los siguientes:

- Se consigue una mejor aproximación al torque requerido, 80 Nm.
- Se requiere que elongación de los actuadores sea 0,050 m, la mitad de la carrera nominal, para que no se excedan los 18° requeridos en la rehabilitación de la articulación durante la inversión.

Una medida que ayuda a resolver el segundo punto es el uso de *limit switches* para las terapias de rehabilitación asociadas a la inversión y eversión. Por ello, el actuador preseleccionado (ver figura 3.9) cuenta con estos dispositivos de tal manera que el rango de movimiento queda restringido a 30° en flexión dorsal, 18° en inversión y los torques limitados a valores menores de 120 Nm.

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

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 12 V DC	A	4	3,5	3,2	3	2,8
Current consumption 24 V 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	IP	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

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

Figura 3.9 Características técnicas del actuador preseleccionado

En función a las características físicas del actuador que se muestran en la figura 3.10 (mayores detalles en el anexo A) y a las cargas máximas esperadas, se seleccionan preliminarmente las uniones universales (figura 3.11), que permitan realizar los giros deseados. En este caso las articulaciones permiten giros hasta 45° (ver anexo B).

Dimensional drawing

Basic configuration and optional 2-Hall encoder

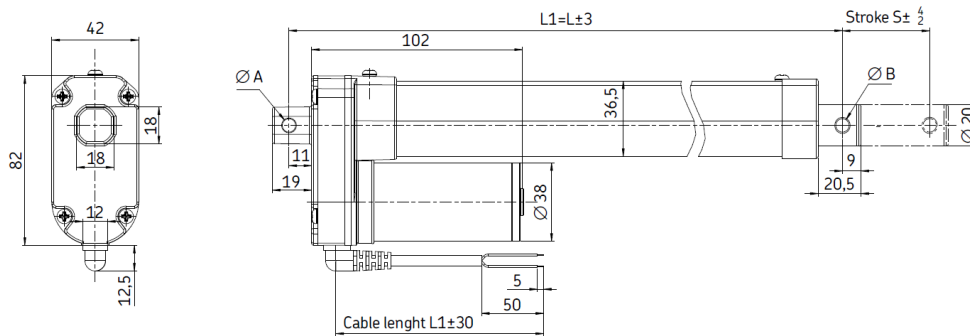


Figura 3.10 Características físicas del actuador preseleccionado

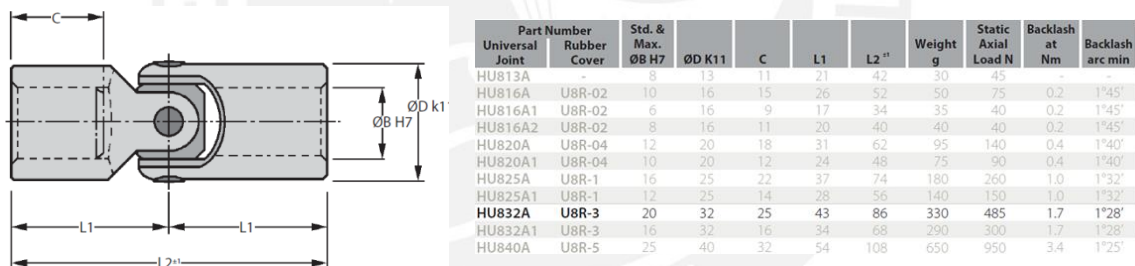


Figura 3.11 Características físicas y técnicas de la unión universal preseleccionada

Una vez definidas las dimensiones de los actuadores y las uniones universales, se procede a evaluar la longitud real de la cadena cinemática (en este caso UPU) a partir de una representación en *Solidworks* mostrada en la figura 3.12.

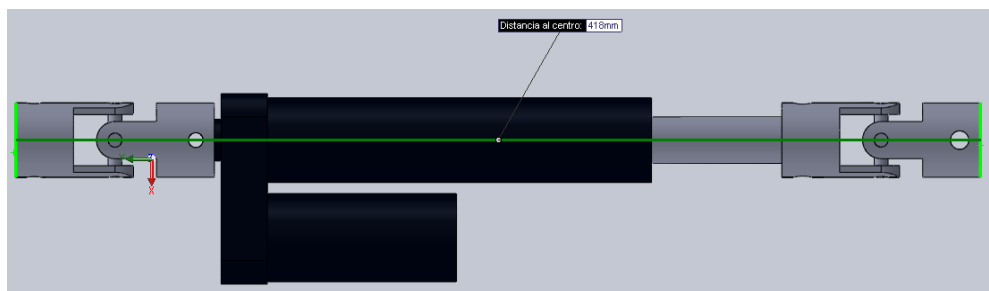


Figura 3.12 Longitud de la cadena cinemática en estado inicial – Actuador 100 mm

La longitud de la cadena cinemática es 418 mm y supera la altura deseada en el rehabilitador, 403 mm, aun cuando no se consideran las dimensiones de las plataformas. En consecuencia, los actuadores no pueden ser dispuestos verticalmente y necesitan de un ángulo de inclinación para cumplir con el requerimiento de altura. Sin embargo, antes de recurrir a la inclinación de los actuadores se prefiere evaluar el servomotor lineal más pequeño.

Se decide emplear un actuador de **50 mm** de carrera (ver figura 3.13) que cumple con los requerimientos de giros, torques y dimensiones del rehabilitador de tobillo; sin embargo presenta un menor espacio para instalar los componentes del mecanismo.

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

Technical data			CAHB-10... 1	CAHB-10... 2	CAHB-10... 3	CAHB-10... 4	CAHB-10... 5
	Unit						
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 12 V DC	A		4	3,5	3,2	3	2,8
Current consumption 24 V 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	IP		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

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

Figura 3.13 Características del actuador de 50 mm seleccionado

En función a las tablas 3.4 y 3.5, los parámetros “a” y “A” calculados para el servomotor lineal de 50 mm de carrera se muestran en el siguiente gráfico.

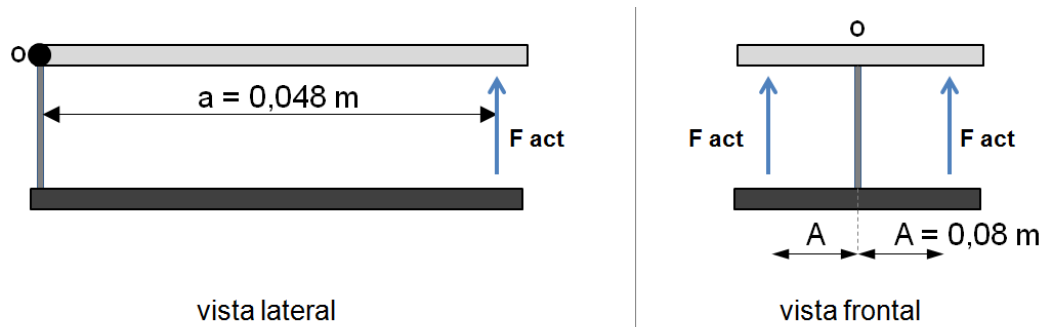


Figura 3.14 Ubicación de las fuerzas del actuador de 50 mm en la plataforma móvil

De acuerdo a las fuerzas nominales indicadas en el catálogo del fabricante, se calculan los torques que se generan durante la flexión dorsal e inversión al considerar los parámetros “a” (0,048 m) y “A” (0,08 m) y los resultados mostrados en la tabla 3.8 indican que el mejor comportamiento se obtiene con actuadores de 750 N.

Tabla 3.8 Relación entre fuerzas nominales del actuador de 50 mm y los torques resultantes

F. Actuador (N)	T.DF Rehabilitador (Nm)	T.INV Rehabilitador (Nm)
120	11.52	19.2
240	23.04	38.4
500	48	80
750	72	120
1000	96	160

A diferencia del caso del actuador considerado inicialmente, el giro del mecanismo queda limitado intrínsecamente por la carrera y disposición de los actuadores. En otras palabras, aun cuando no se empleen los *limit switches*, el giro máximo de la plataforma es de 30° en flexión dorsal y 18° en inversión.

Considerando las mismas uniones universales, la longitud de la cadena cinemática que se obtiene es de 338 mm y la representación en *Solidworks* se muestra en la figura 3.15. Esta dimensión cumple con ser menor a la altura óptima requerida en el rehabilitador, 403 mm.

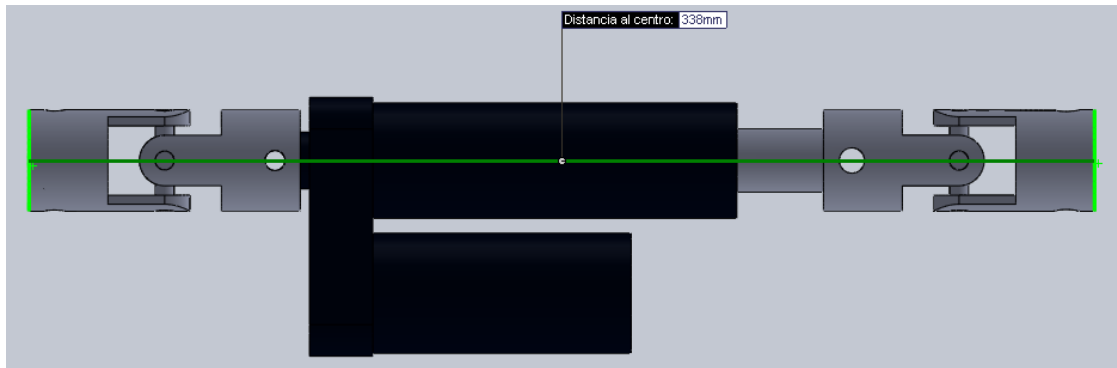


Figura 3.15 Longitud de la cadena cinemática en estado inicial – Actuador 50 mm

Sin embargo, la unión universal preseleccionada tiene una carga axial admisible de 485 N y es menor a la carga máxima del servomotor: 750 N. Por lo tanto, para el diseño final se selecciona una unión universal con una carga axial admisible de 950 N que asegura el adecuado comportamiento mecánico de la cadena cinemática ante cualquier régimen de operación y cuyas características se aprecian en la figura 3.16.

Part Number Universal Joint	Rubber Cover	Std. & Max. ØB H7	ØD K11	C	L1	L2 st	Weight g	Static Axial Load N	Backlash at Nm	Backlash arc min
HU813A	-	8	13	11	21	42	30	45	-	-
HU816A	U8R-02	10	16	15	26	52	50	75	0.2	1°45'
HU816A1	U8R-02	6	16	9	17	34	35	40	0.2	1°45'
HU816A2	U8R-02	8	16	11	20	40	40	40	0.2	1°45'
HU820A	U8R-04	12	20	18	31	62	95	140	0.4	1°40'
HU820A1	U8R-04	10	20	12	24	48	75	90	0.4	1°40'
HU825A	U8R-1	16	25	22	37	74	180	260	1.0	1°32'
HU825A1	U8R-1	12	25	14	28	56	140	150	1.0	1°32'
HU832A	U8R-3	20	32	25	43	86	330	485	1.7	1°28'
HU832A1	U8R-3	16	32	16	34	68	290	300	1.7	1°28'
HU840A	U8R-5	25	40	32	54	108	650	950	3.4	1°25'

Figura 3.16 Unión universal seleccionada para el rehabilitador

La figura 3.17 muestra la representación de la cadena cinemática de 386 mm de longitud que resulta de considerar la nueva unión universal y que se debe emplear en el rehabilitador de tobillo. Esta es la mínima longitud que se puede obtener cumpliendo con los requerimientos de rangos de movimiento y solicitaciones en el tobillo.



Figura 3.17 Longitud de la cadena cinemática final en estado inicial: 386 mm

Como paso final de esta etapa, se modela el rehabilitador de tobillo para verificar que el giro en las uniones universales no exceda los 45° al realizar los movimientos fisiológicos, obteniendo los resultados mostrados en las figuras 3.18 a la 3.21. De esta manera queda definido el dimensionamiento preliminar del rehabilitador de tobillo y se verifica el espacio de trabajo.

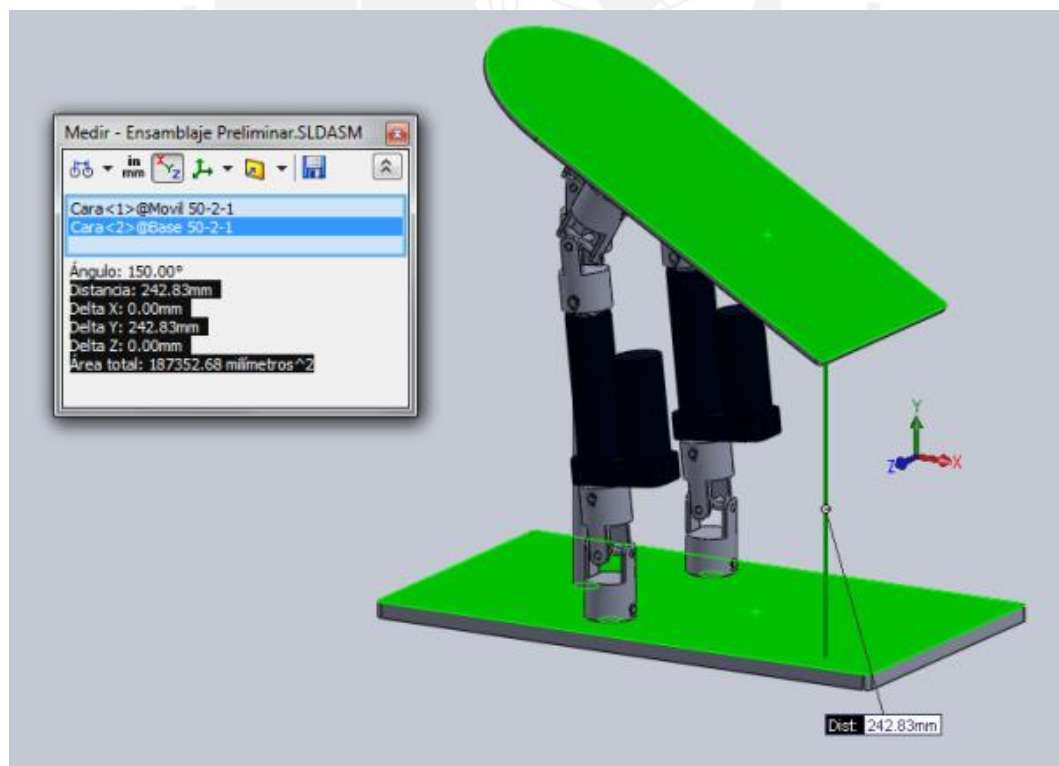


Figura 3.18 Cumplimiento del rango de movimiento en flexión dorsal-plantar

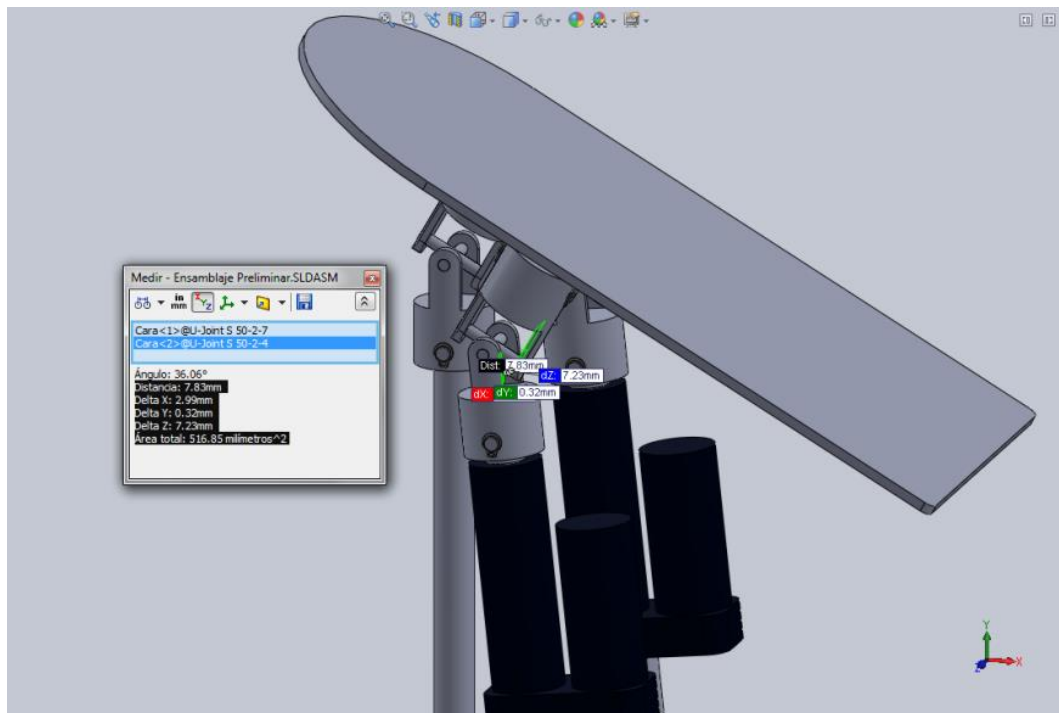


Figura 3.19 Unión universal que presenta el mayor giro durante la flexión dorsal-plantar: 36,06°

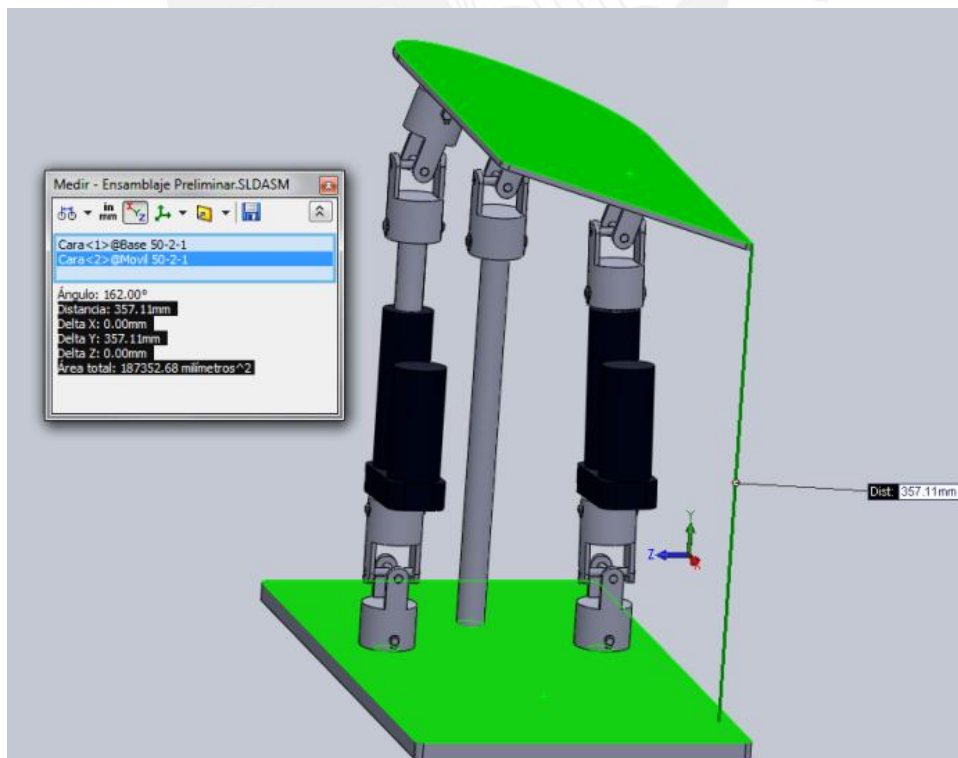


Figura 3.20 Cumplimiento del rango de movimiento en inversión-eversión

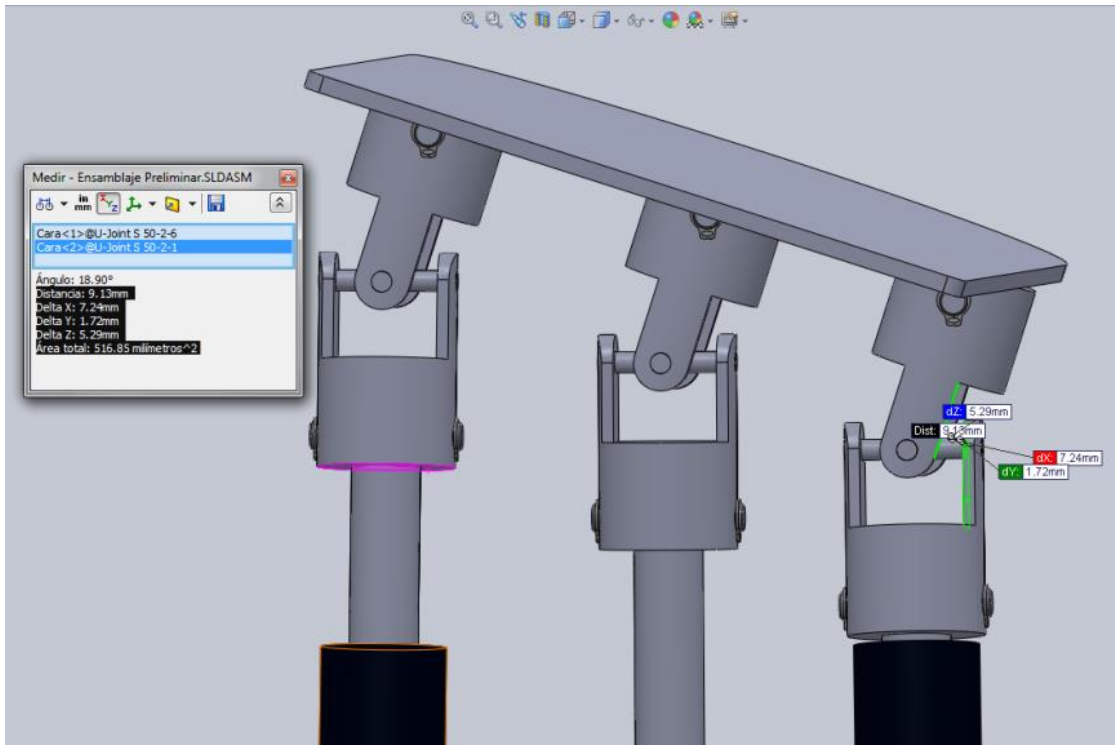


Figura 3.21 Unión universal que presenta el mayor giro durante la inversión-eversión: 18,90°



3.2.2 Análisis estático de la plataforma móvil

En base a la ubicación de las articulaciones en la plataforma móvil se procede a evaluar las cargas que actúan sobre el mecanismo, siendo de particular interés el análisis de la plataforma móvil.

Se dimensiona la plataforma móvil considerándola como un prisma rectangular de acero inoxidable de 200 x 300 x 5 mm, en consecuencia la masa de este elemento es 2,34 kg y el correspondiente peso actúa en el centro de la plataforma.

$$m_{pmóvil} = (0,2\text{ m} \times 0,3\text{ m} \times 0,005\text{ m}) \cdot 7800 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} = 2,34\text{ kg} \quad (3.16)$$

Por otro lado, las masas del pie y la pierna fueron definidas al inicio de este capítulo y los pesos correspondientes actúan en punto medio de la longitud del pie y a 0,055H/2 del lado proximal del pie. Las figuras 3.22 y 3.23 muestran las cargas asociadas a una persona e 1,70 m de estatura, que es el caso más crítico, en dos planos distintos.

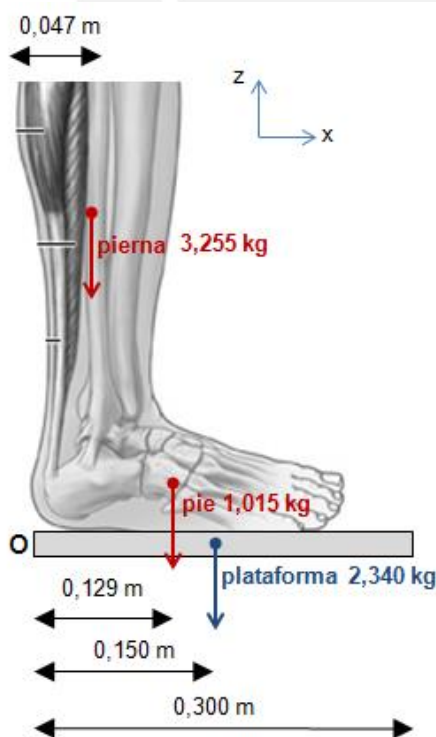


Figura 3.22 Cargas en el rehabilitador – vista lateral

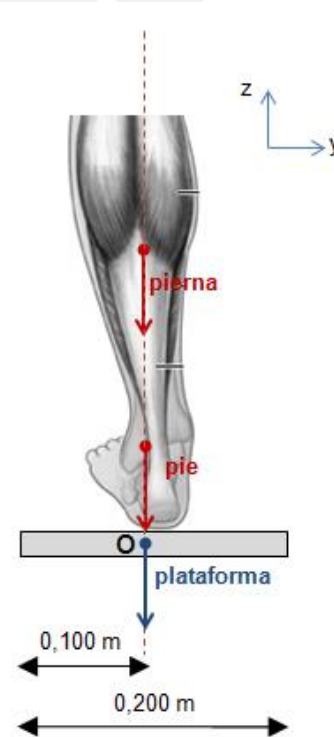


Figura 3.23 Cargas en el rehabilitador – vista frontal

El sistema de fuerzas mostrado puede reducirse a una fuerza equivalente que genere el mismo momento.

$$F_{eqz} = (3,255 + 1,015 + 2,340) \cdot 9,81 = 64,85 \text{ N} \quad (3.17)$$

$$\sum M_{Ox} = (3,255 \times 0,047 + 1,015 \times 0,129 + 2,340 \times 0,150) \cdot 9,81 = F_{eq} \cdot X \quad (3.18)$$

$$X = 0,096 \text{ m}$$

Una vez simplificado el sistema se elabora el diagrama de cuerpo libre (DCL) de la plataforma móvil especificando las fuerzas que actúan sobre el cuerpo y la distancias respectivas. Se denota por “R” a la fuerza generada por la restricción pasiva y por “F.act” a la generada por el servomotor lineal, tal como se muestra en las figuras 3.24 y 3.25.

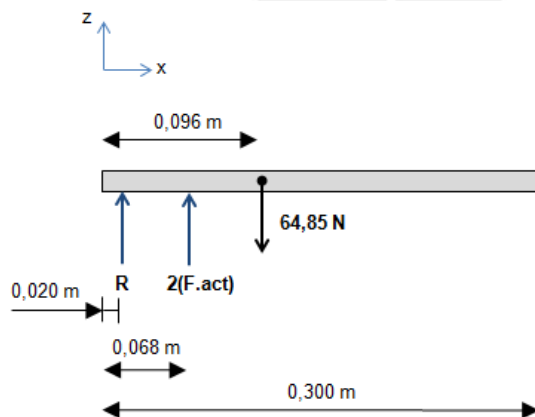


Figura 3.24 DCL de la plataforma móvil – vista lateral

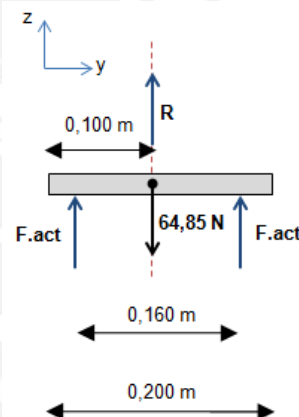


Figura 3.25 DCL de la plataforma móvil – vista frontal

Las fuerzas necesarias en la restricción y en los actuadores se hallan planteando las ecuaciones de equilibrio estático. En base a la figura 3.24 se evalúan los momentos con respecto al punto donde actúa la fuerza “R” para obtener la fuerza en el actuador. De la misma manera se evalúan los momentos con respecto al punto donde actúa la fuerza “2(F.act)” para hallar la fuerza en la restricción, el signo negativo indica que el sentido de la fuerza es opuesto al mostrado en la figura.

$$2 \cdot F_{actz}(0,048) - 64,85(0,076) = 0 \quad (3.19)$$

$$F_{actz} = 51,340 \text{ N}$$

$$R_z(0,048) + 64,85(0,028) = 0 \quad (3.20)$$

$$R_z = -37,829 \text{ N}$$

Del mismo modo, en la figura 3.25 se evidencia que las fuerzas “R” y la resultante de las cargas sobre el rehabilitador se encuentran en el mismo plano y no generan momento respecto al punto “O”. Por otro lado, debido a la simetría se verifica que las fuerzas en los actuadores tiene la misma magnitud.

3.2.3 Análisis dinámico de la plataforma móvil

Las fuerzas requeridas para generar los movimientos de flexión dorsal e inversión (ver figura 3.26) dependen de la inercia del conjunto pie-plataforma y la aceleración angular. Por ello, se calcula la aceleración angular límite, aquella que produce el torque máximo al cual puede estar sometida la articulación.

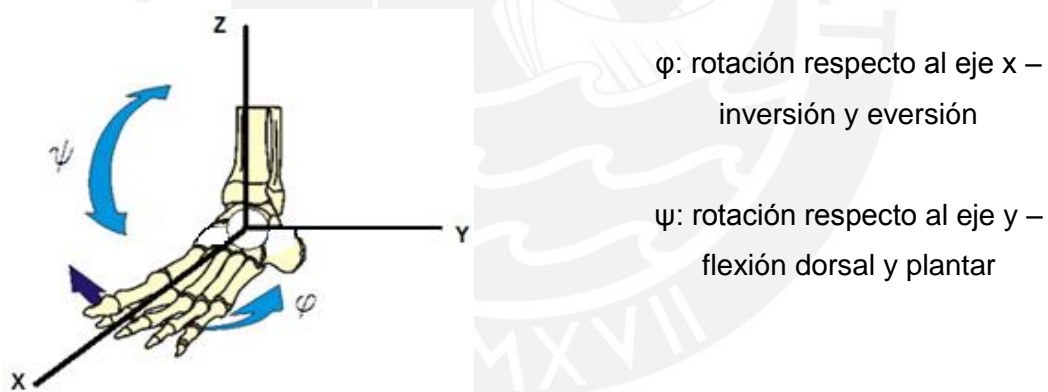


Figura 3.26 Representación de los ángulos empleados en el diseño del mecanismo

Como se aprecia en la figura 3.27, el punto de rotación de la plataforma difiere de los ejes centroidales del pie y la plataforma; por lo tanto se requiere emplear el teorema de Steiner para trasladar los momentos de inercia con respecto al eje “y”. La figura 3.28 muestra que los momentos de inercia con respecto a los ejes centroidales se pueden sumar directamente para obtener el del conjunto con respecto al eje “x”.

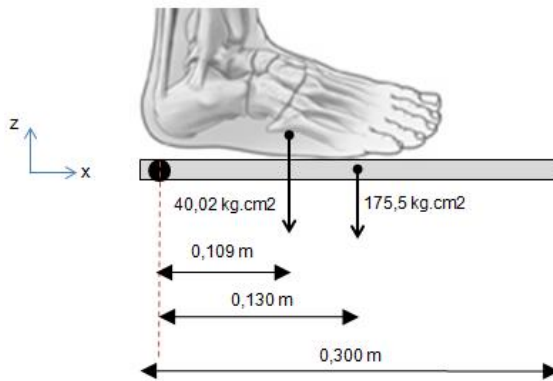


Figura 3.27 Momentos de inercia del pie y plataforma con respecto al eje y

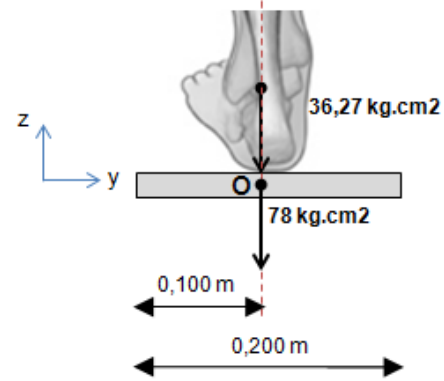


Figura 3.28 Momentos de inercia del pie y plataforma con respecto al eje x

$$I_{conjunto_{yy}} = I_{plataforma_{yy}} + (2,34 \times 13^2) + I_{pie_{yy}} + (1,015 \times 10,9^2) \quad (3.21)$$

$$I_{conjunto_{yy}} = 727,82 \text{ kg.cm}^2$$

$$I_{conjunto_{xx}} = I_{plataforma_{xx}} + I_{pie_{xx}} = 118,02 \text{ kg.cm}^2 \quad (3.22)$$

Las referencias indican que durante el movimiento normal del tobillo las solicitaciones son siempre menores a 200 Nm; por ello, para la presente aplicación se establece como límite máximo un valor conservador: 120 Nm. Bajo esta condición se determina la aceleración máxima permisible.

$$M_{m\acute{a}x} = I_{conjunto_{yy}} \times \alpha_{m\acute{a}x} \rightarrow \alpha_{m\acute{a}x} = 1648,75 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \quad (3.23)$$

Otra condición para el movimiento de la plataforma es el tiempo de barrido del ángulo. De acuerdo a las especificaciones del servomotor lineal elegido (ver figura 3.29), este tiene una velocidad de 10 mm/s bajo las condiciones de carga normal y el espacio que debe recorrer es aproximadamente 25 mm. En base a estos valores se determina el tiempo requerido.

$$25 \text{ mm} = 10 \frac{\text{mm}}{\text{s}} \times t \rightarrow t = 2,5 \text{ s} \quad (3.24)$$

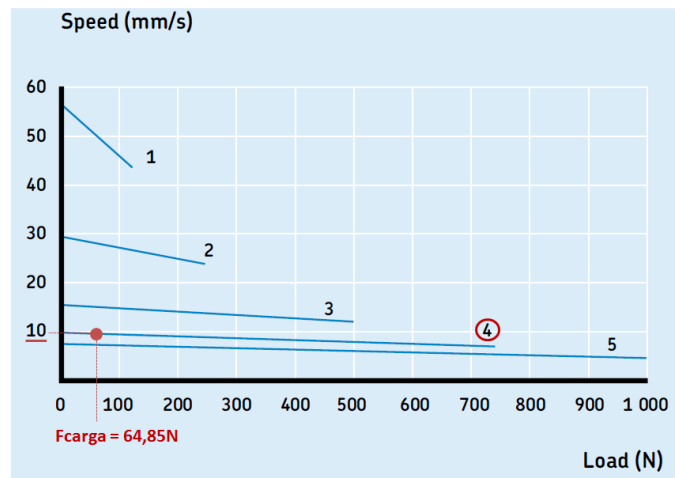


Figura 3.29 Relación de velocidad vs carga del actuador lineal seleccionado

Se considera que el movimiento describe una trayectoria circular. Para el cálculo se establece aceleración constante entre 0 y $\pi/6$ radianes en el movimiento de flexión dorsal (ψ), y entre 0 y $\pi/10$ radianes en inversión (φ). Además, se deben satisfacer las condiciones de tiempo y aceleración angular para garantizar el buen comportamiento cinemático del equipo y el cuidado de la integridad del paciente.

Flexión dorsal y plantar

$$\frac{\pi}{6} = \frac{(\omega + 0)}{2} \cdot 2,5 \rightarrow \omega = \dot{\psi} = 0,42 \text{ rad/s} \quad (3.25)$$

$$0,42^2 = 0 + 2 \cdot \ddot{\psi} \cdot \frac{\pi}{6} \rightarrow \ddot{\psi} = 0,17 \text{ rad/s}^2 \ll \alpha_{\text{máx}} = 1648,75 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \quad (3.26)$$

Inversión y eversión

$$\frac{\pi}{10} = \frac{(\omega + 0)}{2} \cdot 2,5 \rightarrow \omega = \dot{\varphi} = 0,25 \text{ rad/s} \quad (3.27)$$

$$0,25^2 = 0 + 2 \cdot \ddot{\varphi} \cdot \frac{\pi}{10} \rightarrow \ddot{\varphi} = 0,10 \text{ rad/s}^2 \ll \alpha_{\text{máx}} = 1648,75 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \quad (3.28)$$

Luego se elaboran los diagramas de cuerpo libre y se plantean las ecuaciones de cinética de sólido rígido para calcular las fuerzas requeridas en los actuadores.

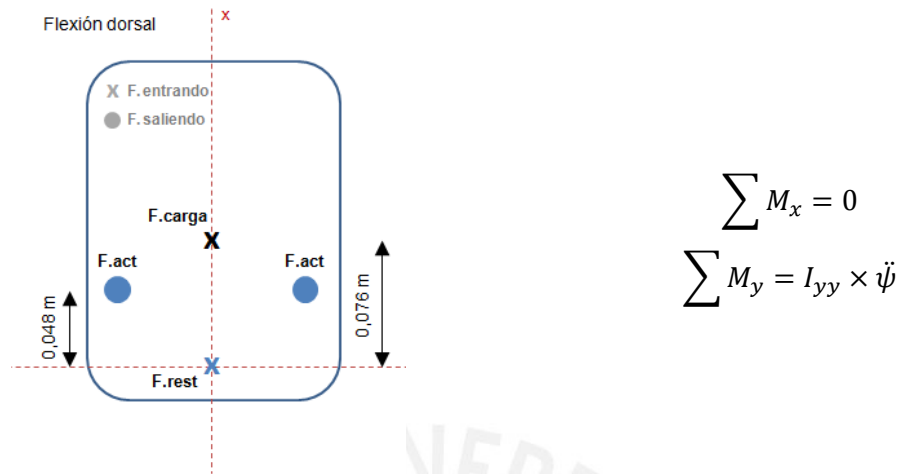


Figura 3.30 DCL de la plataforma móvil para el movimiento de flexión dorsal

$$\sum M_y = 2F_{act.df}(0,048) - F_{carga} \cdot (0,076) = I_{yy} \times \ddot{\psi} \rightarrow F_{act.df} = 51,468 \text{ N} \quad (3.29)$$

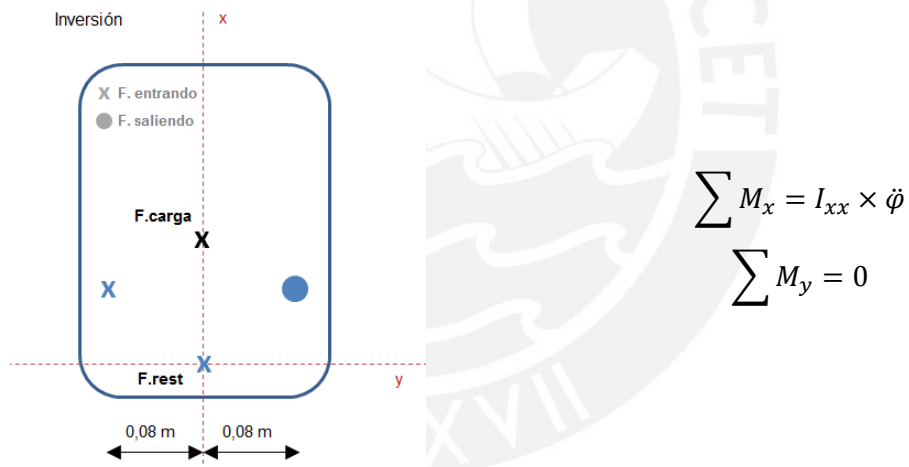


Figura 3.31 DCL de la plataforma móvil para el movimiento de inversión

$$\sum M_x = 2F_{act.inv}(0,08) = I_{xx} \times \ddot{\phi} \rightarrow F_{act.inv} = 0,007 \text{ N} \quad (3.30)$$

De acuerdo al análisis realizado, se identifica que la fuerza estática requerida en el actuador es de 51,340 N y la requerida para lograr el movimiento de la plataforma 51,468 N. Por lo tanto, el actuador de 750 N seleccionado cumple con los requerimientos de carga para promover una terapia pasiva y la totalidad de la fuerza del servomotor lineal será aprovechada durante las terapias activas, es decir, como carga resistente.

3.3 Ingeniería de detalle

3.3.1 Dimensionamiento de la plataforma base

La plataforma base brinda estabilidad al rehabilitador de tobillo tanto para evitar la volcadura como el deslizamiento. La figura 3.32 muestra que las principales fuerzas que se oponen a la volcadura respecto al punto “p” son los pesos de las plataformas y se consideran despreciables los pesos de los actuadores, la pierna y la restricción pasiva para generar un escenario conservador.

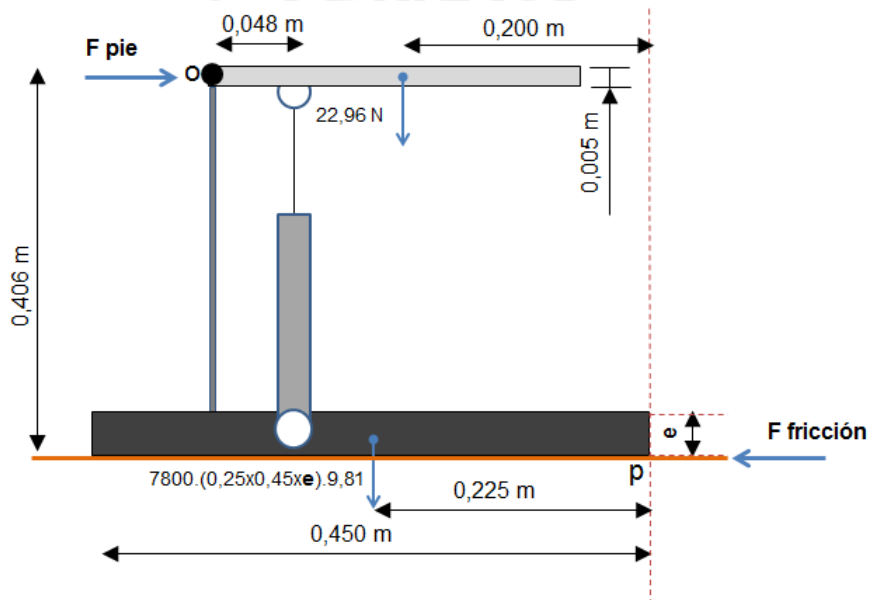


Figura 3.32 Evaluación de estabilidad del rehabilitador de tobillo

Por otro lado, se debe satisfacer la condición de equilibrio estático entre la fuerza del pie y la de fricción en el plano horizontal.

$$F_{pie}(0,406) = 22,96 \cdot (0,2) + 7800 \cdot (0,25 \times 0,45 \times e) \cdot 9,81 \cdot (0,225) \quad (3.31)$$

$$F_{pie} \leq \mu_s \cdot N = \mu_s \cdot [7800(0,25 \times 0,45 \times e) \cdot 9,81 + 22,96] \quad (3.32)$$

Se considera que la fuerza horizontal máxima a ejercer por el paciente equivale al 10% de su masa corporal, en este caso 7 kgf, entonces el torque generado es:

$$7 \times 9,81 \cdot (0,406) = 27,88 \text{ Nm} \quad (3.33)$$

La tabla 3.9 muestra los torques resistentes obtenidos para distintos valores de “e” y se indica que el valor óptimo corresponde a 0,013 m.

Tabla 3.9 Relación entre torques resistentes versus espesor de la plataforma base (e)

W móvil (N)	dm (m)	T resistente1 (Nm)	densidad (kg/m3)	área (m2)	e (m)	g (m/s2)	W base (N)	db (m)	T resistente2 (Nm)	T total (Nm)
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.005	9.81	43.041	0.225	9.684	14.276
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.006	9.81	51.650	0.225	11.621	16.213
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.007	9.81	60.258	0.225	13.558	18.150
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.008	9.81	68.866	0.225	15.495	20.087
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.009	9.81	77.474	0.225	17.432	22.024
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.01	9.81	86.083	0.225	19.369	23.961
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.011	9.81	94.691	0.225	21.305	25.897
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.012	9.81	103.299	0.225	23.242	27.834
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.013	9.81	111.908	0.225	25.179	29.771
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.014	9.81	120.516	0.225	27.116	31.708
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.015	9.81	129.124	0.225	29.053	33.645
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.016	9.81	137.732	0.225	30.990	35.582
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.017	9.81	146.341	0.225	32.927	37.519
22.96	0.2	4.592	7800	0.1125	0.018	9.81	154.949	0.225	34.864	39.456

Del mismo modo se evidencia que se satisface el equilibrio en el plano horizontal (ecuación 3.32) siempre y cuando el coeficiente de fricción entre la plataforma base y el suelo sea mayor a 0,51. Considerando que el piso de los centros de salud suele ser de loza, se puede satisfacer la condición revistiendo los apoyos de la plataforma base con un material similar al caucho. Asimismo, el ancho de la plataforma se limita a 250 mm previendo que en algunos casos se requiera el uso de dos rehabilitadores para ejercitar ambos pies simultáneamente.

$$F_{pie} = 7 \times 9,81 \leq \mu_s \cdot (22,96 + 111,91) \rightarrow 0,51 \leq \mu_s$$

3.3.2 Verificación de la restricción pasiva

El caso más crítico para la articulación en la restricción pasiva es aquel donde se considera el peso del conjunto pie-pierna-plataforma, la fuerza horizontal que puede realizar el paciente y las fuerzas de los actuadores. Estas solicitaciones se muestran en el DCL de la plataforma superior, figura 3.33. La fuerza “Rz” fue calculada durante el análisis estático y gráficamente se evidencia que la magnitud de la fuerza “Rx” es la misma que la fuerza “F pie”.

$$R = R_x + R_z = \sqrt{(68,67^2 + 37,83^2)} = 78,40 \text{ N} \tag{3.34}$$

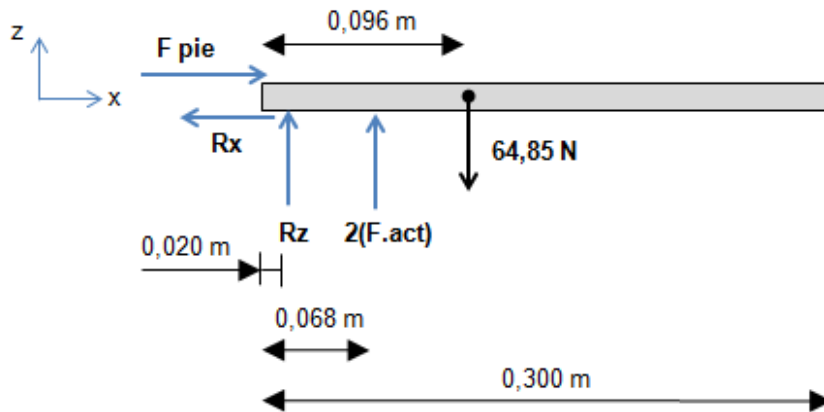


Figura 3.33 DCL para cálculo de fuerza en la restricción pasiva (R)

De acuerdo a la información mostrada en la figura 3.16, la fuerza en la restricción pasiva no supera la carga máxima axial admisible por la unión universal seleccionada.

$$R = 78,40 \text{ N} \ll 950 \text{ N}$$

En adición, para fijar la posición del pie y para promover que el movimiento en el tobillo sea lo más similar al de la plataforma, se amplía la superficie en la plataforma móvil y se coloca una guía (mostrado en color naranja en la figura 3.34). Esto permite que el punto de rotación en el rehabilitador y el tobillo del paciente queden aproximadamente alineados. De esta manera se restringe que el paciente, pueda rotar la plataforma haciendo uso únicamente del peso propio de sus extremidades inferiores

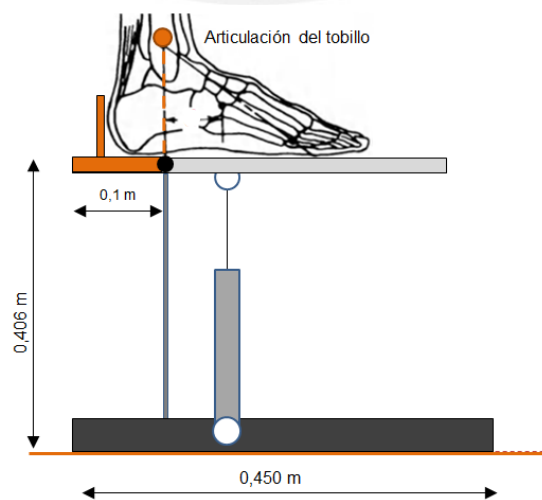


Figura 3.34 Ampliación de la plataforma móvil

3.3.3 Verificación mecánica de los elementos de unión

Los elementos que requieren un cálculo por resistencia mecánica son los pasadores, estos son verificados por presión admisible y por corte. En el presente diseño los elementos de unión sometidos a carga son:

- Pasador plataforma base – unión universal inferior
- Pasador unión universal inferior - servomotor
- Pasador servomotor - unión universal superior
- Pasador unión universal superior – plataforma móvil

Los dos pasadores que corresponden a la unión universal inferior son iguales entre sí y lo mismo ocurre con aquellos en la unión universal superior. Por ello, se analizan los casos de ambas uniones universales para verificar si se satisfacen las exigencias mecánicas y determinar el factor de seguridad.

Las dimensiones y disposición en el ensamble de las articulaciones inferior y superior se aprecian en las figura 3.35 y 3.36 respectivamente. En ellas también se muestra que el análisis se realiza para la condición de máxima fuerza que puede ejercer el actuador según sus características técnicas, 750N, que corresponde a la máxima sollicitación considerada para el tobillo, 120Nm. Los valores admisibles se obtienen de las tablas que se muestran en el anexo C.

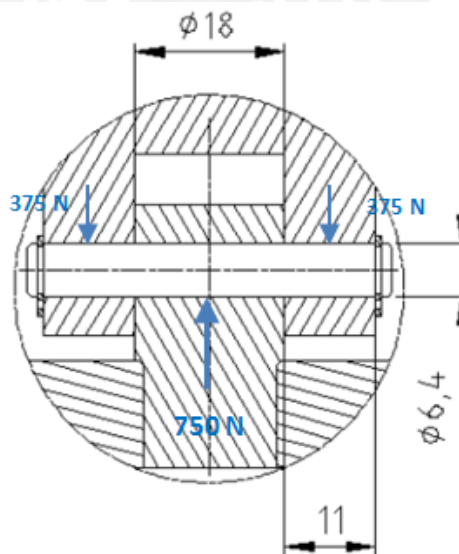


Figura 3.35 Cargas y dimensiones del pasador de la unión universal inferior

Verificación de la presión admisible en el pasador de la unión universal inferior.

$$P = \frac{750 \text{ N}}{2 \times 6,4 \text{ mm} \times 11 \text{ mm}} = 5,33 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \leq P_{adm} = 15 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (3.35)$$

Verificación por corte.

$$\tau = \frac{750 \text{ N}}{2 \cdot \pi \cdot (3,2 \text{ mm})^2} = 11,66 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \leq \tau_{adm} = 60 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (3.36)$$

Se procede del mismo modo con el pasador de la unión universal superior.

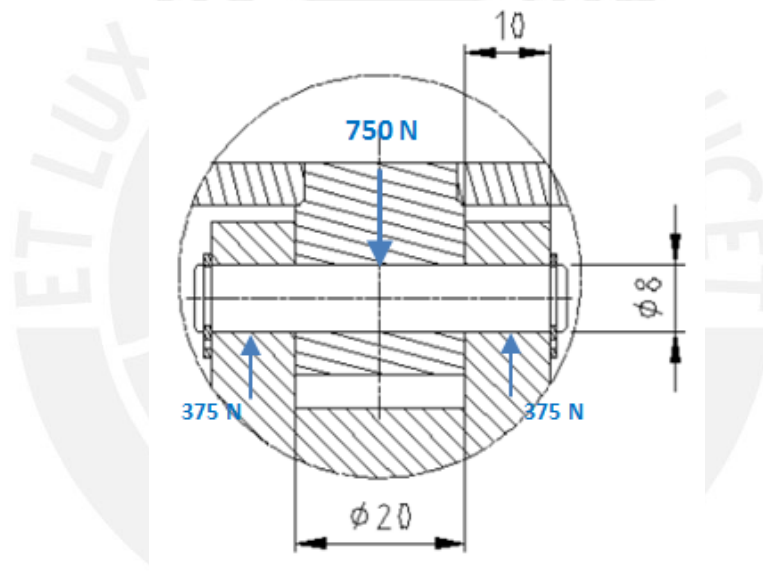


Figura 3.36 Cargas y dimensiones del pasador de la unión universal superior

Verificación de la presión admisible.

$$P = \frac{750 \text{ N}}{2 \times 8 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}} = 4,69 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \leq P_{adm} = 15 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (3.37)$$

Verificación por corte.

$$\tau = \frac{750 \text{ N}}{2 \cdot \pi \cdot (4 \text{ mm})^2} = 7,46 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \leq \tau_{adm} = 60 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (3.38)$$

De acuerdo a los resultados obtenidos, se verifica que los pasadores cumplen con las exigencias mecánicas del rehabilitador de tobillo. Además, se determina que el pasador más crítico es el correspondiente a la unión universal inferior y cuentan con un factor de seguridad igual a 2.81.

$$FS = \frac{P_{adm}}{P} = \frac{15}{5,33} = 2,81 \quad (3.39)$$

Por otro lado, de acuerdo a la configuración del mecanismo paralelo, no se generan fuerzas que promuevan el desplazamiento axial de los elementos de unión. En consecuencia, no se requiere una verificación por resistencia de los anillos de seguridad (elementos que restringen el movimiento) debido a que dichas fuerzas se consideran despreciables.

3.3.4 Rehabilitador de tobillo propuesto

La figura 3.37 muestra el rehabilitador de tobillo propuesto en esta tesis; en ella se aprecia que la distancia de la superficie de la plataforma móvil con respecto a la base es de 410 mm. Por lo tanto, en términos prácticos, el diseño satisface el requerimiento de altura óptima del rehabilitador de tobillo: 403 mm.

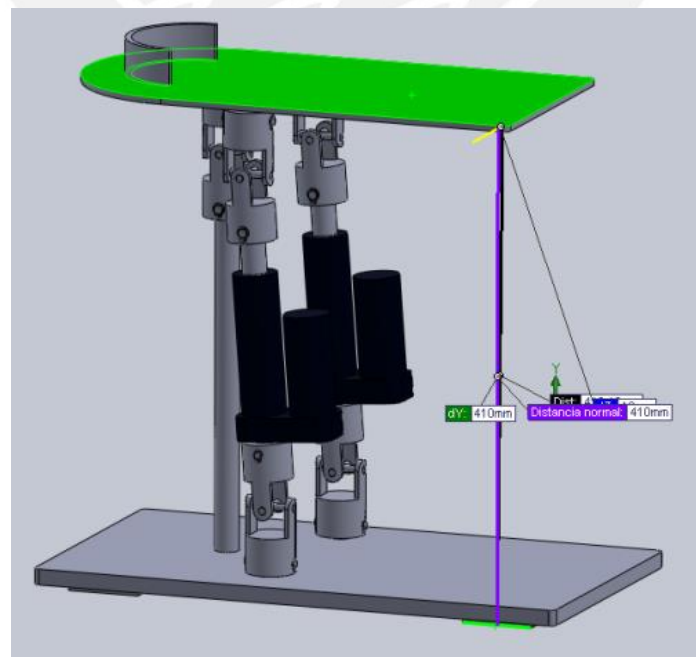


Figura 3.37 Rehabilitador de tobillo propuesto

CAPÍTULO 4

PLANOS Y COSTOS

El equipo para la rehabilitación de la movilidad del tobillo fue diseñado tomando en cuenta los requerimientos mencionados en el capítulo 2, entre ellos, la facilidad de ensamble y mantenimiento, el uso de componentes estandarizados y un bajo costo. Como resultado de satisfacer estos criterios, en este capítulo se presentan los planos de ensamble, fabricación y los costos asociados al diseño del rehabilitador de tobillo.

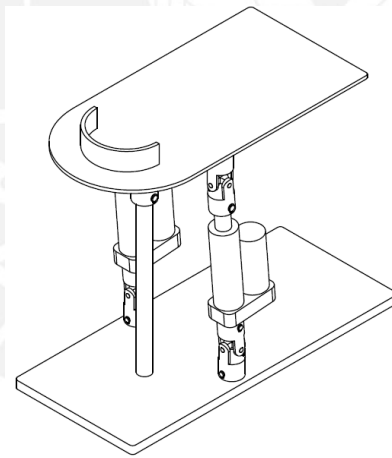


Figura 4.1 Diseño propuesto para el rehabilitador de tobillo

4.1 Planos de ensamble y fabricación

Los tres planos, uno de ensamble y dos de fabricación, se encuentran adjuntos al presente documento y su codificación sigue la siguiente nomenclatura:

$$AX - PY$$

Donde,

A: Formato ISO X: Tamaño del formato P: Plano Y: Número correlativo

- A1-P1: Ensamble general
- A2-P1: Estructura base y pasador
- A2-P2: Plataforma móvil y pasador

Los demás elementos del rehabilitador de tobillo son componentes estandarizados que se encuentran fácilmente disponibles en el mercado.

- Servomotores lineales
- Uniones universales
- Anillos de seguridad
- Fuente AC-DC (12 V)

4.2 Costos

Los costos asociados al diseño del rehabilitador de tobillo han sido estructurados en: elementos a fabricar, componentes estandarizados, ensamble e instalación y desarrollo de la ingeniería. El detalle de cada uno de estos criterios se muestra en las siguientes tablas y los montos indicados incluyen los impuestos correspondientes.

Tabla 4.1 Costo de elementos a fabricar

Elemento	Cantidad	Costo unitario	Total
Plataforma móvil	1	\$120.00	\$120.00
Estructura base	1	\$100.00	\$100.00
Pasador móvil	6	\$10.00	\$60.00
Pasador base	4	\$10.00	\$40.00
Costo total de elementos a fabricar			\$320.00

Tabla 4.2 Costo de componentes estandarizados

Componente	Cantidad	Costo unitario	Total
Servomotores lineales	2	\$200.00	\$400.00
Uniones universales	5	\$110.00	\$550.00
Anillos de seguridad	12	\$5.00	\$60.00
Fuente AC-DC (12 V)	1	\$600.00	\$600.00
Costo total de componentes estandarizados			\$1,610.00

Tabla 4.3 Costo de ensamble e instalación

Servicio	Duración (h)	Costo por hora	Total
Ensamble e instalación del rehabilitador de tobillo	8	\$15.00	\$120.00

Tabla 4.4 Costo del desarrollo de la ingeniería

Servicio	Duración (h)	Costo por hora	Total
Desarrollo de ingeniería para el rehabilitador de tobillo	336	\$20.00	\$6,720.00

Al sumar los montos totales indicados en las tablas previas, se obtiene el el costo total del proyecto del diseño mecánico de un equipo para la rehabilitación de la movilidad del tobillo empleando un mecanismo paralelo. Esta cantidad asciende a 8,770.00 USD y el detalle correspondiente se resume en la tabla 4.5.

Tabla 4.5 Costo total del rehabilitador de tobillo

Estructura de costos del diseño	Total
Elementos a fabricar	\$320.00
Componentes estandarizados	\$1,610.00
Ensamble e instalación	\$120.00
Desarrollo de la ingeniería	\$6,720.00
Costo total del diseño e implementación	\$8,770.00

En alineamiento al alcance del presente tema de tesis, los elementos requeridos para la automatización del rehabilitador tales como: controlador, computadora, etc. no son considerados en la estructura de costos del proyecto. Sin embargo, para la operación del rehabilitador de tobillo es necesario integrar el equipo a una lógica de control.

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- Inicialmente se planteó que el rehabilitador satisfaga un rango de alturas para promover mayor confort en el paciente; sin embargo, al evaluar este requerimiento se determinó que es más adecuado trasladar la función de posicionamiento al mueble o equipo donde se sentará la persona. Esto debido a que el movimiento del rehabilitador requiere una precisión mayor a la del posicionamiento, es decir, emplear un dispositivo con una resolución de 0,3 mm por pulso no es óptimo. Las alternativas para afrontar la limitación del diseño propuesto son:
 - Emplear un mueble que permita regular la altura. De acuerdo a la baja precisión requerida para cumplir esta función, se recomienda adquirir un equipo que cuente con alturas estándar dentro de un rango de, como mínimo, 57 mm.
 - En base a las prácticas habituales que se realizan para promover la comodidad de los pacientes en los centros de salud, emplear elementos blandos como cojines, almohadones o toallas es una opción.
- Se sugiere equipar el rehabilitador de tobillo propuesto con correas tipo pedal debido a que durante el movimiento de flexión dorsal en trabajo activo se requiere un elemento adicional que asegure la transmisión de la fuerza del paciente a la plataforma.
- La resolución de los actuadores es de 0,3 mm/pulso, sin embargo la precisión para obtener las posiciones en flexión dorsal-plantar e inversión-eversión varían. Esto se debe a que las distancias al eje de rotación son distintas: 48 mm y 80 mm respectivamente; en consecuencia, por cada pulso durante la flexión dorsal-plantar se recorren aproximadamente $0,36^\circ$ y en inversión-eversión $0,22^\circ$.
- Aun cuando las fuerzas y giros en el rehabilitador de tobillo se encuentran restringidos físicamente, el desarrollo e implementación del sistema de control del rehabilitador (fuera del alcance de la presente tesis) es indispensable para su operación.

- Como paso posterior al diseño mecánico del equipo para la rehabilitación de la movilidad del tobillo, se recomienda evaluar la posibilidad de vincular el sistema de control a una interfaz gráfica que le permita al paciente tomar conocimiento de su evolución. De esta manera se podría reducir el nivel de deserción en los procesos de rehabilitación.
- El componente del rehabilitador de tobillo que se encuentra sometido a la mayor carga en relación a su valor límite (o resistencia) es el pasador que une la plataforma base con la unión universal inferior y tiene un factor de seguridad de 2,81.
- Solo la información referente a la antropometría provino de una fuente peruana, el Instituto Nacional de Salud. El resto de información como giros y torques admisibles, cargas en el tobillo durante la marcha y propiedades de los segmentos del cuerpo fue obtenida de entidades académicas y científicas del extranjero.
- Es fundamental considerar un especialista en temas de salud para la operación de un dispositivo como el rehabilitador propuesto debido a que el umbral del dolor es totalmente subjetivo y varía según la persona, circunstancias específicas, etc. Esto evidencia que, en aspectos de salud, la tecnología no puede reemplazar a los especialistas; sino se convierte en una herramienta para facilitar y mejorar la confiabilidad de los diagnósticos y la ejecución de las intervenciones. Sin embargo, también se evidencia la necesidad de promover una orientación tecnológica en los profesionales de la salud.
- Contrario a lo esperado, los componentes del sistema que tiene más influencia en la altura del rehabilitador son las uniones universales, las cuales representan el 56% del total de la longitud de la cadena cinemática en estado inicial: 216 mm de 386 mm.

CONCLUSIONES

- El resultado del proceso de diseño fue un equipo compacto cuya altura es 440 mm, longitud 450 mm y ancho 250 mm que permite brindar confort a pacientes con una estatura aproximada al de la media de la población del Perú: 1,57 m. Esto se logró seleccionando los servomotores eléctricos lineales más pequeños disponibles en el mercado y orientándolos 4° con respecto al eje vertical.
- El equipo diseñado cuenta con dos grados de libertad, permitiendo así la posibilidad de movimientos de flexión dorsal-plantar e inversión-eversión. Para lograr esto fue necesario definir la arquitectura 2-UPU (R) que cuenta con cadenas cinemáticas formadas por uniones universales en los extremos y un actuador lineal (UPU) y una restricción pasiva (R).
- La superficie de la plataforma móvil del rehabilitador de tobillo se encuentra a 41 cm sobre el nivel del piso y la longitud de la pierna (rodilla-planta del pie) de una persona con estatura igual a la media de la población peruana es de 44,7 cm. En consecuencia, como el paciente se ubicará en una camilla para examen clínico de aproximadamente 85 cm de altura, se satisface el requerimiento ergonómico.
- El rehabilitador de tobillo permite realizar terapias pasivas y activas gracias a la tecnología del sistema de accionamiento seleccionado, servomotores eléctricos lineales; los cuales pueden generar tanto una fuerza motriz, como una fuerza resistente.
- Este equipo permite abarcar un rango de movimiento limitado a 30° en flexión dorsal-plantar y 18° en inversión-eversión, cumpliendo así con los requerimientos de movimientos fisiológicos del tobillo. Estas características se lograron mediante la ubicación adecuada de los elementos de unión entre los servomotores eléctricos lineales y la plataforma móvil y estructura base respectivamente. Sin embargo, con ayuda de una lógica de control será posible obtener posiciones intermedias precisas.

- Gran parte de la información encontrada durante la investigación del estado del arte proviene de entidades del extranjero, evidenciando que en el Perú existe una gran oportunidad para realizar estudios y empezar a generar bases de datos que permitan que futuros proyectos puedan contar con información más adecuada.
- El costo del diseño mecánico del rehabilitador de tobillo incluyendo los componentes a fabricar, los estandarizados, el ensamble y el desarrollo de ingeniería asciende a 8,770.00 USD. Se sugiere como siguiente paso el desarrollo de la lógica de control y la implementación.
- Uno de los requerimientos más importantes para el desarrollo del rehabilitador de tobillo es la altura del mecanismo. En esta tesis se planteó inicialmente la posibilidad de permitir la regulación de la altura del equipo con sus propios actuadores para darle mayor versatilidad; sin embargo, esto no se logró debido a los siguientes factores.
 - Cumplir con la exigencia de la altura requerida implicó seleccionar el servomotor lineal más pequeño entre los disponibles en el mercado, limitando así la carrera total a 50 mm.
 - Según las características físicas consideradas inicialmente, el rango de alturas que debía barrer el rehabilitador era de 57 mm, siendo mayor que la carrera total del actuador que finalmente se seleccionó.

Ante esto y para promover su uso en nuestro país, se optó por dimensionar el equipo enfocado a las características físicas correspondientes a la media de la población peruana.

- Aun cuando el dolor asociado al movimiento de la articulación que ha sufrido un daño no pueda ser identificado por el especialista encargado de la terapia, el rehabilitador de tobillo ha sido diseñado para barrer como máximo 30° y 18° en flexión dorsal e inversión respectivamente y generar cargas menores a 120 Nm. Por lo tanto, se descarta que el paciente sufra daños por sobrecarga de esfuerzo debido a que el equipo se encuentra restringido físicamente.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] WORLD HEALTH ORGANIZATION & WORLD BANK
2011 "World Report on Disability"
- [2] BRONZINO, JOSEPH D.
1999 The Biomedical Engineering Handbook. Second edition. CRC Press
- [3] JOINT INJURY
1999 "Representation of the Ankle and Its Injuries" Consulta: 16 de junio de 2013. < <http://www.jointinjury.com/ankle/>>
- [4] WHEELER, Jason W.
2004 "An Ankle Robot for Modular Gait Rehabilitation System" Massachusetts Institute of Technology
- [5] KWAKKEL, Sidney P.
2007 "Foot and Ankle Kinematics during Gait Using Foot Mounted Inertial Sensors" University of Calgary
- [6] MORIGUCHI CS, SATO TO
2006 "Ankle Movements during Normal Gait Evaluated by Flexible Electrogoniometer" Universidade Federal de Sao Carlos. Revista Brasileira de Fisioterapia
- [7] LARS PALMER, Michael
2002 "Sagittal Plane Characterization of Normal Human Ankle Function Across a Range of Walking Gait Speeds" Massachusetts Institute of Technology
- [8] WORK SAFE ABC
2005 "Most Ankle Fusions and Bone Grafts: Post Op Rehabilitation Guidelines" Consulta: 25 de julio de 2015
<http://www.worksafebc.com/health_care_providers/Assets/PDF/ankle_fusions_bone%20grafts.pdf>

[9] SPORTS INJURY INFO

2011 "Ankle Rehab Exercises: Improving your Range of Motion" Consulta: 25 de junio de 2015. <<http://www.sports-injury-info.com/ankle-rehab-exercises-motion.html> >

[10] RUTGERS UNIVERSITY

2002 "Control of the Rutgers ankle rehabilitation interface" Consulta: 15 de junio de 2015.
<http://www.ti.rutgers.edu/publications/papers/2002_ASME.pdf >

[11] ISTITUTO ITALIANO DI TECNOLOGIA

2011 "Redundantly actuated parallel mechanism of ankle rehabilitation" Consulta: 15 de junio de 2015. <<http://www.iit.it/en/advanced-robotics/projects/redundantly-actuated-parallel-mechanism-of-ankle-rehabilitation.html> >

[12] MERLET, J.-P

2006 Parallel Robots. Second edition. Netherlands. Springer

[13] Ibid

[14] BARRIGA GAMARRA, Benjamín

2009 Oleohidráulica Industrial. Material de enseñanza. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú

[15] BARRIGA GAMARRA, Benjamín

2009 Neumática Industrial. Material de enseñanza. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú

[16] Ibid, MERLET, J.-P

[17] BARRIGA GAMARRA, Benjamín

2009 Métodos de diseño en Ingeniería Mecánica. *Octavo ciclo*. Material de enseñanza. Lima Pontificia Universidad Católica del Perú

[18] INSTITUTO NACIONAL DE SALUD

2006 Encuesta Nacional de Indicadores Nutricionales, Bioquímicos, Socioeconómicos y Culturales Relacionados con las Enfermedades Crónicas Degenerativas. Centro nacional de alimentación y nutrición

[19] WINTER, DAVID A.

2009 Biomechanics and Motor Control of Human Movement. Fourth edition.
Canada. Wiley

[20] Ibid

[21] DIGITAL HUMAN RESEARCH CENTER

2015 "Body Segment Parameters" Consulta: 20 de diciembre de 2015
<<https://www.dh.aist.go.jp/database/properties/m/index-e.html>>

