

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ**

Diseño conceptual de un módulo de ensayos para prótesis transtibial que permita emular condiciones de marcha en superficies planas, inclinadas y con irregularidades

Trabajo de investigación para obtener el grado académico de BACHILLER EN CIENCIAS CON MENCIÓN EN INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTOR:

Jhon Elton Chávez Vera

ASESORA:

Mag. Victoria Elizabeth Abarca Pino

Lima, Setiembre, 2020

RESUMEN

El presente trabajo conlleva el diseño conceptual de un módulo de ensayos para prótesis transtibial que permite emular condiciones de marcha en superficies planas, inclinadas y con irregularidades. Este trabajo surge de la necesidad de verificar mediante ensayos la funcionalidad de prótesis transtibiales que lleguen a ser fabricadas en el país, lo cual no está contemplado en una normativa internacional, dado el incremento en la fabricación de estas por parte del INR y de la producción científica orientada a este ámbito. Asimismo, aborda problemas que surgen de los ensayos en pacientes amputados como el incremento de costos y tiempo, trámites complicados, y falta de repetitividad. El proceso de diseño está basado en la Norma Alemana VDI 2206 culminando en la selección y detalle del concepto de solución óptimo. Así, se sientan las bases para continuar con el diseño definitivo mediante la ingeniería de detalle en trabajos futuros. Además, el diseño de la máquina está orientado a emular ciclos de marcha en las condiciones requeridas obteniendo información mediante sensores de fuerza y unidades de medición inercial, con lo cual se podrá verificar la funcionalidad de las prótesis prescindiendo de ensayos en humanos en primera instancia.

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	i
ÍNDICE DE TABLAS	iii
ÍNDICE DE FIGURAS	iv
INTRODUCCIÓN	1
ANTECEDENTES	4
1.1. BIOMECÁNICA DEL MIEMBRO INFERIOR	4
1.1.1. PLANOS DE MOVIMIENTO EN EL CUERPO HUMANO.....	5
1.1.2. TIPOS Y RANGOS DE MOVIMIENTO EN LA RODILLA.....	5
1.1.3. TIPOS Y RANGOS DE MOVIMIENTO EN EL TOBILLO	6
1.2. BIOMECÁNICA DEL MIEMBRO INFERIOR EN UN CICLO DE MARCHA	7
1.2.1. PARÁMETROS CARACTERÍSTICOS DE UN CICLO DE MARCHA	9
1.2.2. CINEMÁTICA DEL CICLO DE MARCHA EN MIEMBRO INFERIOR.....	11
1.2.3. CINÉTICA DEL CICLO DE MARCHA EN MIEMBRO INFERIOR.....	12
1.3. ANÁLISIS DE CICLO DE MARCHA EN DISTINTOS TIPOS DE SUPERFICIE 14	
1.3.1. ANÁLISIS DE CICLO DE MARCHA EN SUPERFICIE INCLINADA	15
1.3.2. ANÁLISIS DE CICLO DE MARCHA EN SUPERFICIE IRREGULAR.....	16
ANTECEDENTES TECNOLÓGICOS.....	17
2.1. MÓDULOS DE ENSAYO PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR	17
2.1.1. PLATAFORMA DE EVALUACIÓN Y SIMULACIÓN DE MARCHA	18
2.1.2. ROBOT DE ENSAYO DE PRÓTESIS DE PIERNA	19
2.1.3. MÁQUINA TIPO MTS MODIFICADA.....	20
2.1.4. TROTADORA CIRCULAR.....	21
2.2. PRÓTESIS TRANSTIBIALES	22
DISEÑO CONCEPTUAL	26
3.1. REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA.....	26
3.2. ESTRUCTURA DE FUNCIONES.....	29
3.2.1. CAJA NEGRA.....	29
3.2.2. FUNCIONES POR DOMINIO.....	30
3.2.3. ESTRUCTURA INTEGRADA DE FUNCIONES	32
3.3. MATRIZ MORFOLÓGICA	34
3.4. CONCEPTOS DE SOLUCIÓN Y EVALUACIÓN TÉCNICO-ECONÓMICA	37
3.5. CONCEPTO DE SOLUCIÓN ÓPTIMO.....	44
CONCLUSIONES	52
BIBLIOGRAFÍA	54

ÍNDICE DE TABLAS

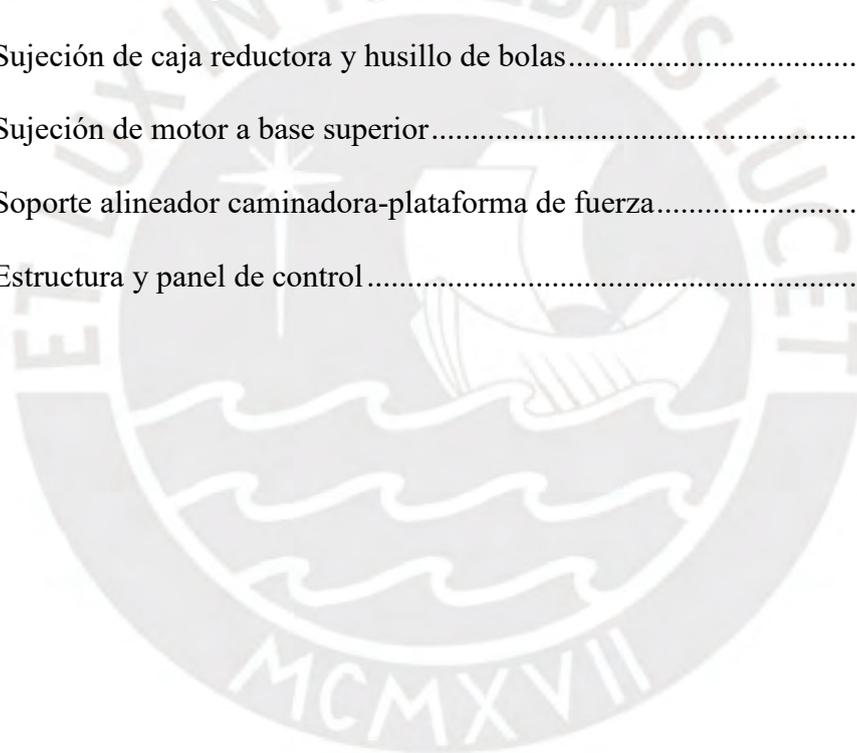
Tabla 1.1. Rangos de movimiento de la rodilla	6
Tabla 1.2. Rangos de movimiento del tobillo	7
Tabla 3.1. Matriz morfológica del dominio mecánico.....	34
Tabla 3.2. Matriz morfológica del dominio electrónico y control.....	35
Tabla 3.3. Evaluación técnica de los conceptos de solución	43
Tabla 3.4. Evaluación económica de los conceptos de solución	43



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Planos del cuerpo humano.....	5
Figura 1.2. Movimientos de la rodilla.....	6
Figura 1.3. Movimientos del tobillo	7
Figura 1.4. El ciclo de marcha y sus periodos	8
Figura 1.5. Parámetros característicos del ciclo de marcha	11
Figura 1.6. Registro cinemático de las articulaciones principales del miembro inferior en el plano sagital	12
Figura 1.7. Fuerzas de reacción pie piso durante un ciclo de marcha	13
Figura 1.8. Registro cinemático y cinético de miembro inferior en marcha a distintas pendientes	15
Figura 1.9. Registro cinemático y cinético de miembro inferior en una marcha sobre superficie irregular.....	16
Figura 2.1. Diagrama esquemático y montaje de plataforma de evaluación y simulación de marcha.....	18
Figura 2.2. Diagrama esquemático y montaje de robot de ensayo de prótesis de pierna	19
Figura 2.3. Montaje inicial para ensayo de funcionalidad en máquina MTS	20
Figura 2.4. Trotadora circular	21
Figura 2.5. Modelo CAD de PANTOE.....	22
Figura 2.6. Modelo CAD de prótesis de Salazar	23
Figura 2.7. 1C62 Triton Harmony	23
Figura 2.8. PROPRIO FOOT de ÖSSUR.....	24
Figura 2.9. Prótesis de pie-tobillo motorizada con elasticidad en serie y en paralelo	25
Figura 2.10. Modelo sólido de la prótesis robótica transtibial de 3GDL.....	25

Figura 3.1. Caja negra del sistema	30
Figura 3.2. Estructura de funciones	33
Figura 3.3. Concepto de solución 1	38
Figura 3.4. Concepto de solución 2	40
Figura 3.5. Concepto de solución 3	41
Figura 3.6. Diagrama de evaluación técnico-económica de los conceptos de solución	44
Figura 3.7. Concepto de solución óptimo	45
Figura 3.8. Sujeción de prótesis a máquina	46
Figura 3.9. Sujeción de plato giratorio a caja reductora	47
Figura 3.10. Sujeción de caja reductora y husillo de bolas.....	48
Figura 3.11. Sujeción de motor a base superior.....	49
Figura 3.12. Soporte alineador caminadora-plataforma de fuerza.....	50
Figura 3.13. Estructura y panel de control.....	51



INTRODUCCIÓN

Un estudio llevado a cabo en el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) indica que el 78% de las amputaciones son a nivel de miembro inferior, siendo notablemente más frecuentes que cualquier otro tipo de amputaciones como las de miembro superior. Dentro de los niveles de amputación de miembro inferior, la amputación por debajo de la rodilla fue de 28%. Con el fin de suplir la parte amputada, se hace uso de elementos llamados prótesis cuya función radica en recobrar la funcionalidad y la estética del aspecto de la parte ausente (IETSI Essalud, 2018).

Se evidencia un incremento de la producción nacional de este tipo de dispositivos médicos en el Perú: las prótesis mecánicas y estéticas fabricadas por el INR aumentaron en 104 % según los datos recopilados entre los años 2013 y 2018, destacándose las prótesis de miembro inferior como las más solicitadas (INR, 2019). Asimismo, la producción científica en el país respecto a prótesis de miembro inferior robóticas viene siendo abordada por parte de académicos, quienes han orientado sus temas de investigación a este rubro (Delgado, 2017; Medina, 2017; Salazar, 2019). Así, es necesario ensayar la funcionalidad de las prótesis mencionadas en caso se lleguen a fabricar, como en el caso de las prótesis robóticas, o en caso se presenten nuevas funcionalidades y mejoras, como en el caso de las prótesis mecánicas, para poder continuar con su desarrollo comercial.

La funcionalidad de estas prótesis se relaciona fundamentalmente con un mínimo gasto energético del paciente y con la ausencia de enfermedades en las articulaciones residuales que se inducen por la prótesis durante el régimen de marcha (Olivares, 2011). A diferencia de aquellos ensayos para evaluar su resistencia en régimen estático y dinámico regidos bajo la norma ISO 10328:2017, no existen ensayos estandarizados para evaluar su funcionalidad durante un ciclo de marcha, pues el gasto energético relacionado con las fuerzas de contacto pie-piso con las prótesis de miembro inferior varía dependiendo según el tipo de terreno (Gutiérrez, 2017). Usualmente, estas pruebas de funcionalidad en prótesis transtibiales se hacen por pruebas en pacientes al momento de implementarlas (Hernández-Castillo, 2013) o mediante adaptadores unidos a la rodilla en personas sanas (Liu, 2020).

Realizar los ensayos de funcionalidad de las prótesis de miembro inferior en pacientes puede acarrear distintos problemas, por lo que es recomendable emplear un método que no requiera de su participación (Richter, 2015). Para empezar, al prescindir de participación humana se elimina la carga de procesos legales tales como los trámites de ética. Además, no se compromete a los sujetos de prueba a situaciones de riesgo, pues los pacientes amputados suelen presentar una frecuencia de caídas similar a la de personas mayores viviendo en institutos (NIBIB, 2010). Asimismo, las prótesis evaluadas pueden ser difíciles de usar de manera segura en terrenos irregulares (SaluDigital, 2019), lo que incrementa el costo y tiempo por el empleo de protocolos rigurosos y elementos de seguridad tales como arneses y barandas. Más aún, la falta de repetibilidad de los ensayos con pacientes, debido a la fatiga que presentan afecta la calidad de los datos reunidos.

Por lo tanto, se propone el diseño conceptual de un módulo de ensayos para prótesis transtibial que permita emular condiciones de marcha en superficies planas, inclinadas y con irregularidades en un ambiente controlado de laboratorio. Este diseño contempla una estructura móvil principal sobre la cual se sitúan la mayoría de componentes; así como mecanismos y actuadores que permitan generar movimientos lineales y angulares. Además, los sensores junto a una interfaz gráfica deben permitir visualizar y procesar la información en tiempo real.

La metodología de diseño está basada en la Norma Alemana VDI 2206 para el diseño mecatrónico y está estructurada de la siguiente manera. En el primer capítulo, se desarrollan los antecedentes sobre los movimientos y las interacciones principales en un ciclo de marcha de un miembro inferior, es decir, su biomecánica, cinemática y cinética.

Luego de ello, en el segundo capítulo se presentan diversos módulos de ensayos para prótesis de miembro inferior desarrollados y se describe brevemente los elementos con los cuales va a interactuar el módulo de ensayos, las prótesis transtibiales.

Posteriormente, en el desarrollo del tercer capítulo se realiza el diseño conceptual de la solución óptima para el módulo tras la determinación de: requerimientos del sistema, estructura de funciones, matriz morfológica, conceptos de solución y una evaluación técnica-económica del concepto óptimo. Finalmente, se elaboran las conclusiones obtenidas durante el desarrollo del presente trabajo.

Gracias a la investigación desarrollada, se obtiene un diseño conceptual que establece la base para continuar con el diseño mecánico, electrónico y de control posterior. El módulo conceptual desarrollado tiene por impacto esperado colaborar con el bienestar de los usuarios de prótesis transtibiales gracias a la verificación de prótesis funcionales y seguras a la hora de ejecutar un ciclo de marcha, y a reducir su tiempo de inserción al mercado al agilizar el prototipado. Además, permite impulsar el desarrollo de la industria médica en el país mediante el incremento en la tecnología destinada a la evaluación de dispositivos médicos como prótesis. Asimismo, los componentes o materiales usados pueden ser reutilizados o son del tipo no contaminante para disminuir así el impacto ambiental.

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES

El presente capítulo tiene por objetivo abordar los antecedentes relacionados al presente trabajo. En primera instancia, se abordan los conceptos necesarios para una mejor comprensión del campo relacionado al proyecto desarrollado explicando cuáles son planos de movimiento del cuerpo humano y los movimientos desarrollados por las articulaciones de interés durante la marcha. Luego, se identifican parámetros cinemáticos involucrados en durante la ejecución del movimiento de marcha. Finalmente, se profundiza en el análisis cinemático y cinético para determinar lo que sucede y a qué se debe en cada periodo de la marcha humana. Este análisis se realiza para superficies tanto planas como inclinadas y con irregularidades.

1.1. Biomecánica del miembro inferior

En la presente sección se describen los planos de movimiento del cuerpo humano y los tipos y rangos de movimiento correspondientes a las articulaciones de rodilla y tobillo como partes del miembro inferior de principal interés en este trabajo.

1.1.1. Planos de movimiento en el cuerpo humano

Los movimientos del cuerpo humano pueden ser descritos a partir de tres planos, pues está situado en el espacio. Dichos planos son frontal, sagital y transversal, tal como se muestra en la Figura 1.1. El primero, el plano frontal o coronal, se encuentra situado de forma paralela a la frente y separa el cuerpo en una mitad anterior, es decir adelante, y otra mitad posterior, es decir atrás. El plano sagital separa el cuerpo en una mitad derecha y una mitad izquierda mediante un corte longitudinal. Por último, el plano transversal separa el cuerpo en una mitad superior y otra inferior mediante un corte transversal (Smith, 2013).

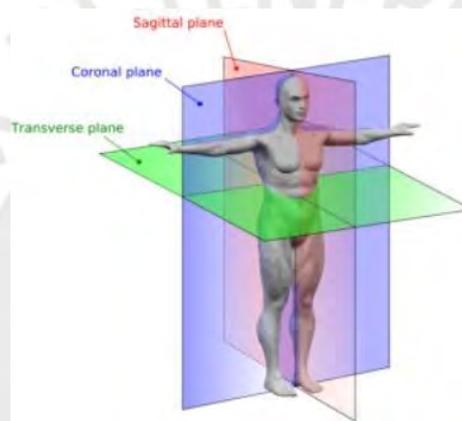


Figura 1.1. Planos del cuerpo humano¹

Tomado de "Anatomy Terms", por Schmidler, 2018.

1.1.2. Tipos y rangos de movimiento en la rodilla

Los movimientos de la articulación de la rodilla son 4 y se aprecian en la Figura 1.2. Los movimientos mencionados son: Flexión y extensión, rotación medial y rotación lateral. Los valores típicos de los ángulos que alcanza la rodilla se muestran en la Tabla 1.1. Se aprecia que en el movimiento de flexión de rodilla se alcanza un ángulo máximo de 150°; mientras que, en la extensión, tan solo 10°. Asimismo, los ángulos de la rodilla en la rotación medial y rotación lateral alcanzan los valores de 10° y 40° respectivamente².

¹ Consulta: <https://www.healthpages.org/anatomy-function/anatomy-terms/>. Revisado el 08 de mayo de 2020

² Consulta: <https://boneandspine.com/knee-range-of-motion/>. Revisado el 08 de mayo de 2020

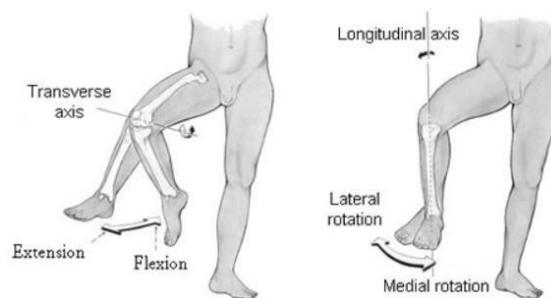


Figura 1.2. Movimientos de la rodilla³

Tomado de “Knee Joint: Anatomy, Movement & Muscle involvement”, por How to relief.

Tabla 1.1. Rangos de movimiento de la rodilla

Movimiento	Rango máximo (grados)
Extensión/flexión	10 / 150
Rotación medial/Rotación lateral	10 / 40

Nota. Tomado de “Knee Range of Motions and Movements”, por Pal.

1.1.3. Tipos y rangos de movimiento en el tobillo

Los movimientos de la articulación del tobillo son 6: rotación axial interna o aducción, rotación axial externa o abducción, flexión o dorsiflexión, extensión o plantarflexión, eversión e inversión, tal como se observan en la Figura 1.3.

Los valores típicos de los ángulos que alcanza el tobillo en dichos movimientos se muestran en la Tabla 1.2. En los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar el ángulo del tobillo asciende a 20° y 50° respectivamente; mientras que, en la abducción y aducción de pie asciende a 20° y 35° respectivamente. Asimismo, el ángulo del tobillo alcanza los 35° y 25° en los movimientos de inversión y eversión respectivamente.

³ Consulta: <https://www.howtorelief.com/knee-joint-anatomy-muscle-involvement/>. Revisado el 08 de mayo de 2020

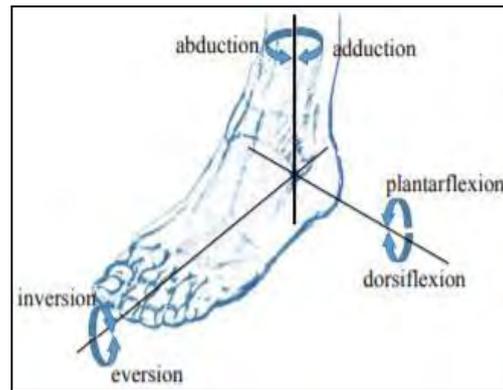


Figura 1.3. Movimientos del tobillo

Tomado de "A 3 DOF Transtibial Robotic Prosthetic Limb", por Madusanka, 2014.

Tabla 1.2. Rangos de movimiento del tobillo

Movimiento	Rango máximo (grados)
Dorsiflexión / Plantarflexión	20 / 50
Abducción / Aducción	20 / 25
Inversión / Eversión	35 / 25

Nota. Tomado de "A 3 DOF Transtibial Robotic Prosthetic Limb", por Madusanka, 2014.

1.2. Biomecánica del miembro inferior en un ciclo de marcha

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano se desplaza caminando hacia adelante en una posición generalmente erecta, siendo el peso soportado alternativamente por las piernas. Se caracteriza por el contacto permanente del individuo con el suelo a través de al menos uno de sus pies durante todo el ciclo (Martín, 1999).

Arbitrariamente se toma como inicio del ciclo de marcha el contacto de uno de los miembros inferiores con el suelo y el final es alcanzado cuando el mismo miembro vuelve a contactar con el suelo, tal como se muestra en la Figura 1.4. El ciclo de marcha en general posee dos fases: la fase de apoyo, la cual equivale a un 60% de la duración total del ciclo, y la fase de balanceo, la cual representa un 40%. No obstante, debido a la serie de eventos ocurridos durante el intervalo de tiempo del ciclo es posible subdividirlo en distintos periodos.

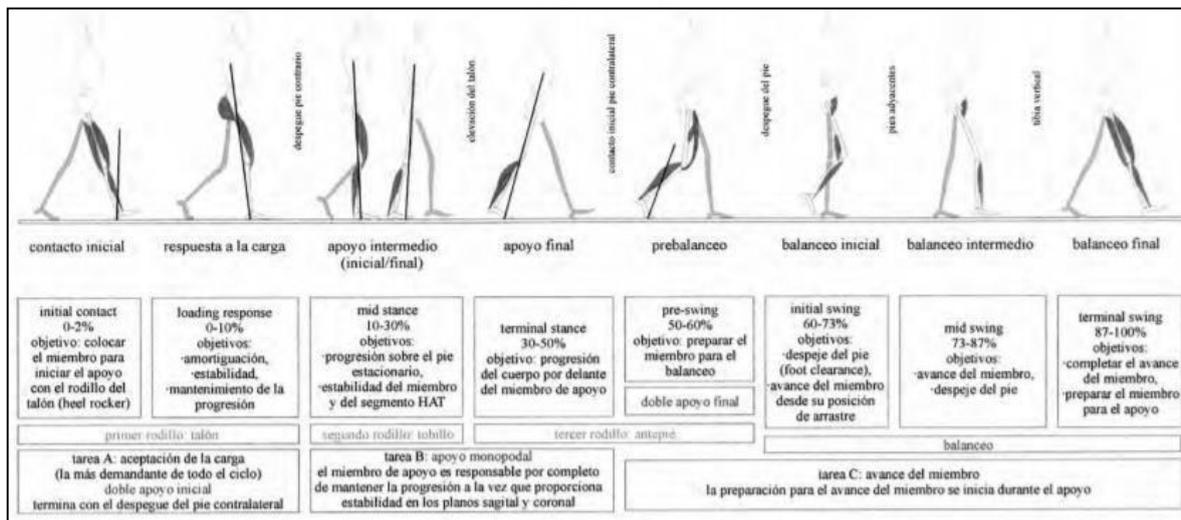


Figura 1.4. El ciclo de marcha y sus periodos

Tomado de "Análisis cinemático y cinético de la marcha humana", por Maceira, 2003.

El primer periodo es el contacto inicial y representa del 0 al 2% del ciclo de marcha total. Durante este periodo, se posiciona el miembro inferior para dar inicio a su ciclo de marcha apoyándose con el talón. El siguiente periodo, denominado respuesta a la carga, representa del 0 al 10% del ciclo y se caracteriza por brindar amortiguación y estabilidad al miembro. La progresión continúa sobre el pie del miembro de apoyo que se encuentra estacionario y estable durante el periodo de apoyo intermedio, el cual representa del 10 al 30% del ciclo de marcha.

En el siguiente periodo, se prepara el miembro del ciclo de marcha para iniciar la fase de balanceo. Dicho periodo se denomina prebalanceo y representa del 50 al 60% del ciclo. Posteriormente, el pie se despega del suelo y empieza a avanzar durante el periodo denominado balanceo inicial, el cual abarca del 60 al 73% del ciclo. Después de ello, continúa el balanceo intermedio, el cual abarca del 73 al 87% del ciclo. Durante este periodo, el pie avanza hacia la postura inicial. Finalmente, el miembro completa su avance y retoma la posición inicial para empezar otro ciclo de marcha tras el balanceo final.

La marcha constituye una de las pautas de movimiento más difíciles de adquirir. Cada individuo aprende dicho proceso, lo interioriza y lo realiza de forma casi subconsciente. Por dicha razón, la forma de caminar de cada persona es tan peculiar llegando a originar el reconocimiento de esta tan solo con escuchar sus pasos sin verlo. Sin embargo, las curvas de registro cinemático y cinético guardan tal semejanza entre distintos sujetos que permiten establecer unos patrones de normalidad (Maceira, 2003).

1.2.1. Parámetros característicos de un ciclo de marcha

Algunos de los parámetros más importantes que caracterizan el ciclo de marcha de cada individuo se muestran en la Figura 1.5. De acuerdo a Agudelo (2013) y Cerda (2010) los parámetros mencionados son:

- Longitud de zancada: Es la distancia lineal entre dos contactos de talón consecutivos de la misma extremidad.
- Longitud del paso: Es la distancia entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie (aproximadamente 40 cm, aunque depende de la estatura del individuo).

- **Amplitud de base:** La distancia entre ambos pies representa la medida de la base de sustentación y equivale a 5 a 10 centímetros. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, una base de sustentación estrecha reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad.
- **Altura del paso:** El movimiento de las extremidades inferiores otorga una altura de 5 centímetros al paso, evitando el arrastre de los pies.
- **Cadencia o ritmo del paso:** Cada persona tiene una cadencia preferida, que se relaciona con la longitud del paso y representa habitualmente el ritmo más eficiente para ahorrar energía en ese individuo particular y según su estructura corporal. Los individuos más altos dan pasos a una cadencia más lenta, en cambio los más pequeños dan pasos más rápidos. Puede ir entre 90 a 120 pasos/min.
- **Velocidad:** Normalmente se aproxima a 1 metro por segundo; sin embargo, puede variar en un rango entre 2 y 4 km/h, dependiendo del largo de las extremidades inferiores y la resistencia aeróbica del individuo.
- **Oscilación vertical del centro de gravedad:** En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, alrededor de 5 cm de manera rítmica, conforme se mueve hacia adelante. El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del doble apoyo.
- **Ángulo del paso o ángulo de la marcha:** Se refiere a la orientación del pie durante el apoyo. El eje longitudinal de cada pie forma un ángulo con la línea de progresión (línea de dirección de la marcha). Normalmente, se encuentra entre 5° y 8°.

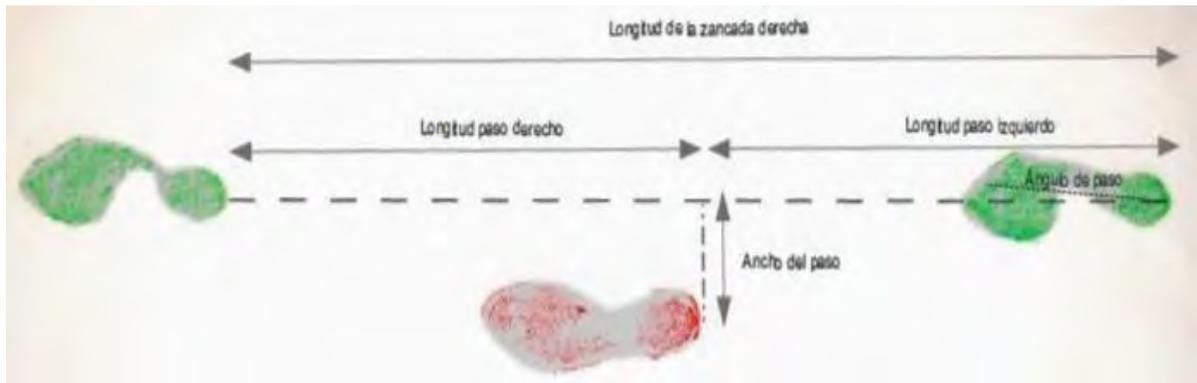


Figura 1.5. Parámetros característicos del ciclo de marcha

Tomado de “Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud”, por Herrero, 2017.

1.2.2. Cinemática del ciclo de marcha en miembro inferior

La cinemática cuantifica el movimiento de los segmentos corporales del miembro inferior. Se analizan los máximos y mínimos angulares asociados a cada articulación, así como la amplitud total de movimiento (González, 2017). Así, durante el ciclo normal de marcha en el plano sagital González (2017) afirma:

- El tobillo oscila desde los 15° de flexión dorsal máxima, cuando el talón despegue del suelo, hasta aproximadamente los 20° de flexión plantar máxima, en el momento de elevación del talón y despegue del pie. Su amplitud de movimiento es entonces de 35°.
- La rodilla se extiende desde una posición neutra (0°) en el momento del contacto del talón con el suelo, hasta aproximadamente unos 65° de flexión como máximo, en la parte media de la fase de balanceo.
- La cadera oscila desde una flexión de aproximadamente 30°, en el momento del apoyo del talón en el suelo, a unos 20° de extensión, inmediatamente después del despegue del talón.

Dichas observaciones son conformes a los resultados presentados en otros estudios (Lay, 2006; Maceira, 2003). La Figura 1.6 muestra una gráfica del registro cinemático de posición angular de la cadera, rodilla y tobillo.

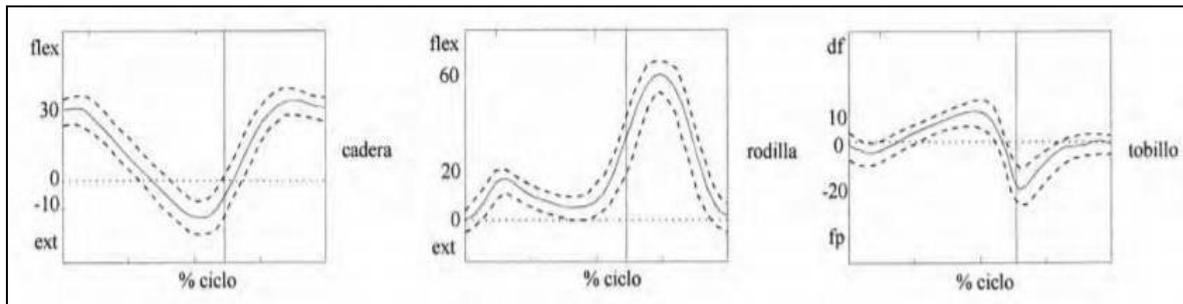


Figura 1.6. Registro cinemático de las articulaciones principales del miembro inferior en el plano sagital

Tomado de "Análisis cinemático y cinético de la marcha humana", por Maceira, 2003.

1.2.3. Cinética del ciclo de marcha en miembro inferior

La cinética refleja la causa del movimiento, y por lo tanto las fuerzas, la potencia y la energía que afectan a la manera en que un individuo se mueve. En el estudio cinético aplicado a la marcha normal se puede valorar la energía necesaria para la activación de cada grupo muscular mediante el análisis de las fuerzas de reacción con el suelo que actúan sobre el centro de masa corporal debido al peso de las partes (González, 2017).

La Figura 1.7 muestra gráficas típicas de las fuerzas de reacción con el suelo (GRF) obtenidas durante un ciclo de marcha de un miembro inferior (Chockalingam, 2016). Se puede apreciar las 3 componentes de esta fuerza: reacción vertical (a), reacción anteroposterior (b) y reacción mediolateral (c).

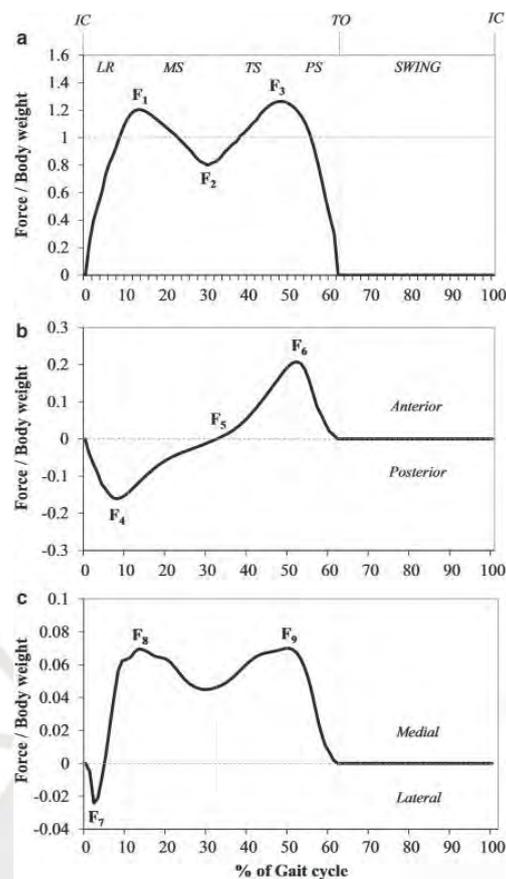


Figura 1.7. Fuerzas de reacción pie piso durante un ciclo de marcha

Tomado de "Interpreting Ground Reaction Forces in Gait", por Chockalingam, 2016.

Se observa en la gráfica de la reacción vertical que el primer pico de carga (F₁) equivale aproximadamente a 1.2 veces el peso corporal y corresponde al periodo de respuesta a la carga. Esto se debe a la aceptación del peso y al aumento de las fuerzas musculares a medida que el peso es soportado solo por una extremidad. Posteriormente, se evidencia un mínimo en la reacción de la fuerza vertical (F₂), equivalente al 80% del peso corporal, en el periodo de apoyo intermedio, lo cual se debe al desplazamiento del centro de masa hacia arriba a causa de la extensión de rodilla del miembro opuesto. Luego, otro pico similar al primero (F₃) se presenta en el periodo de apoyo final por la acción del empuje del pie contra el piso y la desaceleración del centro de masa al recaer el peso en la parte delantera del pie. Finalmente, la reacción vuelve a disminuir por el comienzo de la fase de balanceo en la que se pierde el contacto con el suelo.

En tanto, en la reacción anteroposterior primero se evidencia un pico en dirección posterior (F4) en el periodo de respuesta a la carga equivalente a aproximadamente al 15% del peso corporal. Esto se debe a que el pie ejerce una fuerza en dirección anterior para desacelerar el cuerpo. A medida que el cuerpo se desplaza sobre el miembro de apoyo, la fuerza que se ejerce para desacelerarlo se va reduciendo hasta el final del periodo de apoyo intermedio (F5). Luego de ello, el cuerpo ejerce una fuerza en dirección posterior, lo cual produce una fuerza de reacción en dirección anterior (F6) para impulsar al individuo hacia adelante, equivalente al 20% del peso corporal en el periodo de apoyo final. Finalmente, la reacción se reduce por la transferencia del peso al miembro opuesto.

En el caso de la reacción mediolateral, el pie aplica una fuerza de corte al suelo en dirección medial, lo cual genera una fuerza de reacción lateral (F7) y alcanza su valor máximo durante el periodo de respuesta a la carga. Posteriormente, se aplica una fuerza dirigida lateralmente por el pie al suelo desde mediados del periodo de respuesta a la carga en adelante. Esto da como resultado una fuerza de corte medial que se caracteriza por dos picos aproximadamente al comienzo del periodo de apoyo intermedio (F8) y hacia el final del periodo de apoyo final (F9).

1.3. Análisis de ciclo de marcha en distintos tipos de superficie

Los datos previamente presentados en la cinética y cinemática de la marcha corresponden a una caminata en superficies planas. No obstante, en el día a día la mayoría de personas están sujetas a caminar sobre superficies no planas, tales como inclinadas o irregulares, como grass, arena o grava. Por ello, en esta sección se presenta el análisis de la marcha sobre estas superficies.

1.3.1. Análisis de ciclo de marcha en superficie inclinada

Como se puede apreciar en la Figura 1.8, los registros cinemático y cinético durante una marcha del miembro inferior varía dependiendo del grado de inclinación de la superficie, tanto para una marcha ascendente como una descendente. Dicha gráfica corresponde a un estudio hecho sobre 9 participantes sanos que consistía en realizar la marcha sobre una superficie tanto a nivel plano (0°) como a distintas pendientes (15° y 39° , signo positivo para el ascenso y negativo para el descenso). Por un lado, se puede apreciar en la cinemática del tobillo que a mayor inclinación en ascenso se produce una mayor dorsiflexión y no una flexión plantar. Asimismo, en la cinemática de la rodilla se puede apreciar un gran incremento en su flexión durante la fase de contacto inicial en el ascenso y durante la fase de apoyo intermedio en el descenso. Por otro lado, se observa en la componente anteroposterior de la fuerza de reacción del piso la diferencia entre la fuerza de frenado AP1 y la fuerza de propulsión AP2 durante el ascenso y descenso sobre la superficie inclinada (Lay, 2006).

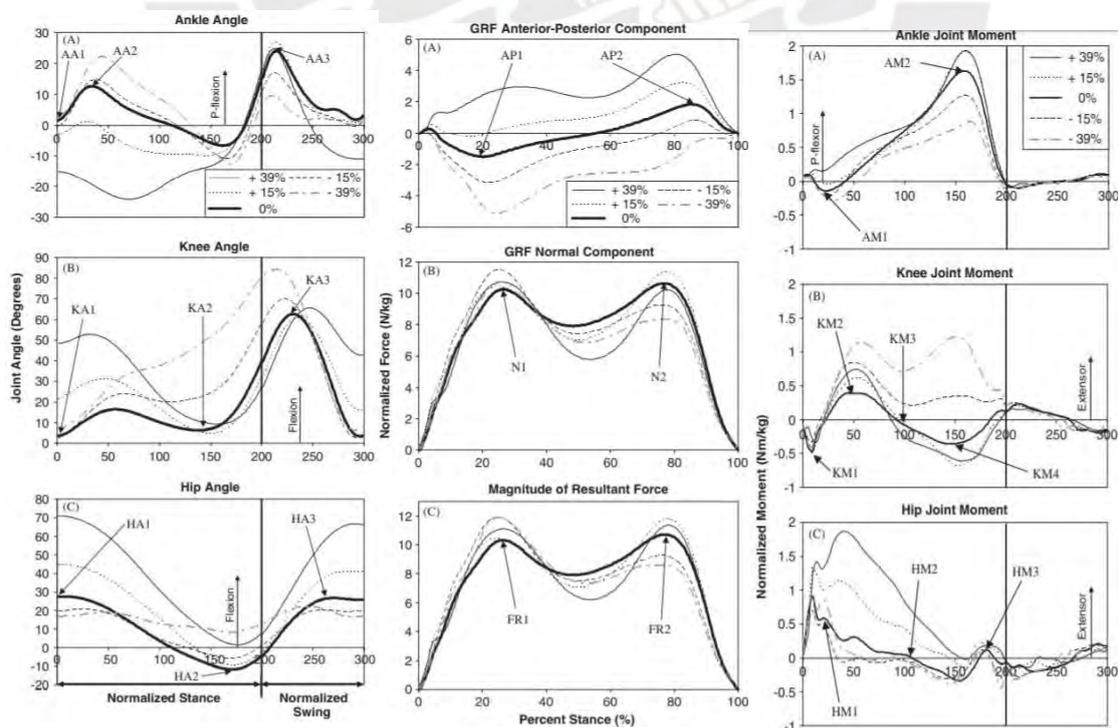


Figura 1.8. Registro cinemático y cinético de miembro inferior en marcha a distintas pendientes Tomado de "The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis", por Lay, 2006.

1.3.2. Análisis de ciclo de marcha en superficie irregular

En la Figura 1.9 se ilustran los registros cinéticos y cinemáticos de un ensayo de marcha en 11 sujetos jóvenes y sanos sobre una trotadora con superficie irregular hecha por bloques de madera. A diferencia de la superficie plana, se observan efectos más grandes en los momentos articulares durante la fase de apoyo, con una mayor flexión de la rodilla y mayores momentos de extensión de la cadera en el periodo de apoyo intermedio. En el periodo de apoyo final, estos patrones se invierten, con una mayor extensión de la rodilla y momentos de flexión de la cadera. Asimismo, la variabilidad del ángulo del tobillo se duplicó en gran medida en terrenos irregulares, mientras que la variabilidad de la rodilla y la cadera aumentó en aproximadamente 30%. Además de ello, la variabilidad media del momento de tobillo y rodilla generados aumentó en aproximadamente 50% (Voloshina, 2013).

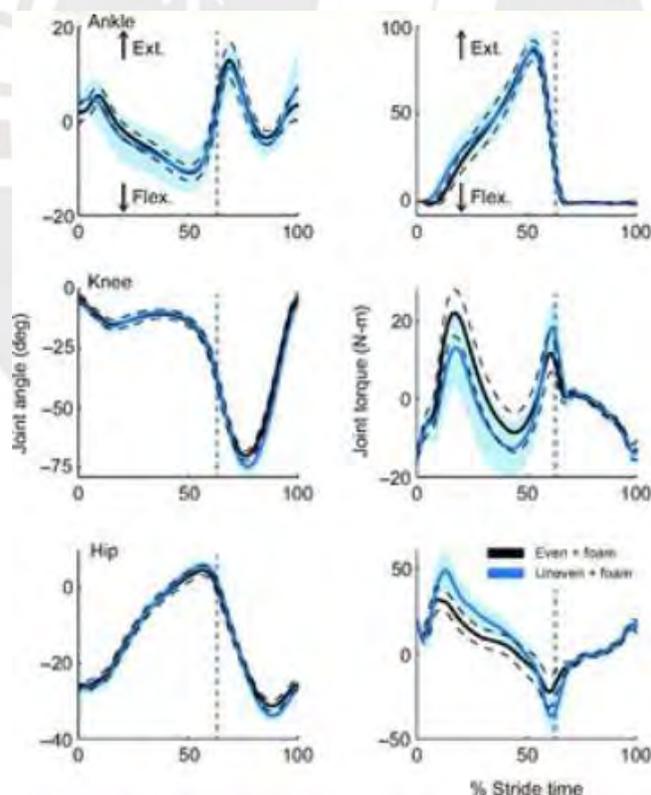


Figura 1.9. Registro cinemático y cinético de miembro inferior en una marcha sobre superficie irregular

Tomado de "Biomechanics and energetics of walking on uneven terrain", por Voloshina, 2013.

CAPÍTULO 2

ANTECEDENTES TECNOLÓGICOS

En el presente capítulo se aborda el estado del arte sobre máquinas ya existentes capaces de ensayar una prótesis de miembro inferior durante un ciclo de marcha. Se describen sus componentes y funcionamiento. Posteriormente, se presentan algunas prótesis transtibiales de manera breve para contextualizar los elementos con los que trabaja la máquina.

2.1. Módulos de ensayo para prótesis de miembro inferior

Hoy en día, diversos centros de investigación y empresas que se encuentran desarrollando prótesis para miembro inferior han implementado sistemas que le permitan verificar el comportamiento de su dispositivo, agilizando de esta manera la etapa de prototipado previo a los ensayos en los pacientes amputados. Así, diversos laboratorios han implementado sus propios módulos de ensayo con el fin de poner a prueba las prótesis que han desarrollado sin la necesidad de recurrir a pruebas en humanos. A continuación, se muestran diversos módulos de ensayo usados en diversos proyectos de investigación.

2.1.1. Plataforma de evaluación y simulación de marcha

La plataforma de evaluación y simulación de marcha fue elaborada como parte del proceso de evaluación de una nueva rodilla protésica controlada por microcontrolador y hace uso de una trotadora eléctrica. El simulador se encarga de emular a diferentes velocidades el ángulo normal de cadera y rodilla de una pierna sana mediante datos previamente obtenidos, así como de detectar dichos ángulos en tiempo real mediante sensores. Además, se encarga de simular el impulso de la cadera de la pierna protésica para evaluar el rendimiento de la articulación de la nueva rodilla, la cual está conectada con el simulador mediante una articulación especial. La plataforma hace uso de cilindros neumáticos para emular el peso del cuerpo humano y su cambio durante la caminata. La cadera y rodilla de la pierna sana son impulsadas por motores, de igual manera que la cadera de la pierna protésica (Cao, 2019). Ver Figura 2.1.

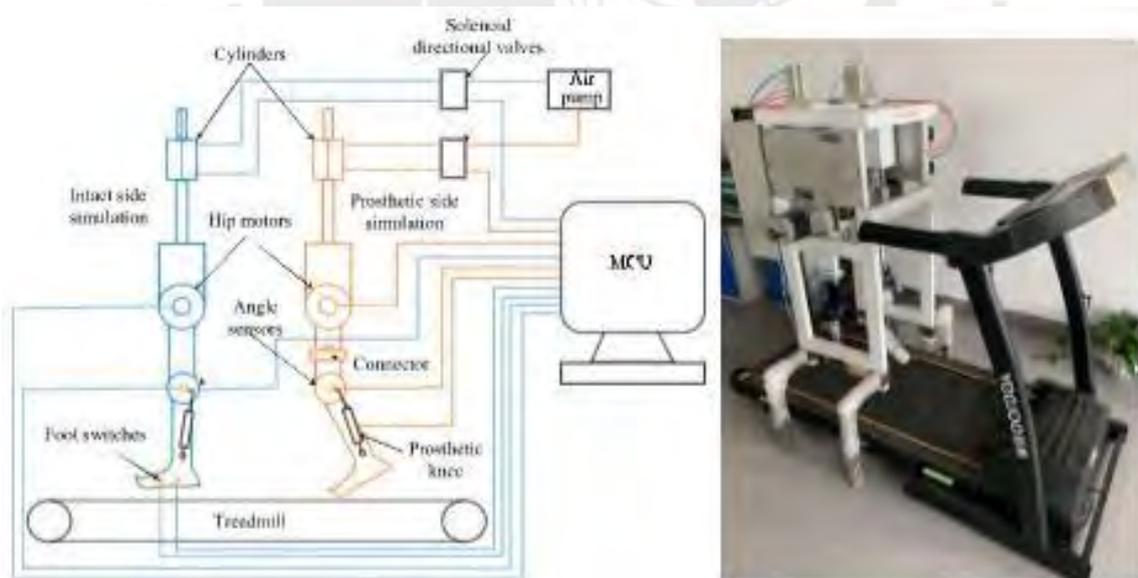


Figura 2.1. Diagrama esquemático y montaje de plataforma de evaluación y simulación de marcha
Tomado de "Design and Evaluation of a Novel Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee", por Cao, 2019.

2.1.2. Robot de ensayo de prótesis de pierna

Este robot está diseñado para producir movimientos que imiten a una cadera humana a partir de registros de marcha normal y se ilustra en la Figura 2.2. Posee dos grados de libertad para reproducir patrones de marcha bidimensionales en el plano sagital. Además, está diseñada para reproducir amplitudes de cadera de hasta 50 mm con una velocidad máxima de 1 m/s y fuerzas verticales de 1200 N. Se caracteriza por utilizar un motor DC, husillo de bolas y corredera lineal para reproducir el movimiento vertical generando un rango de movimiento de 12 pulgadas, el cual puede ser usado para regular la distancia de la prótesis a una trotadora. Esta trotadora es utilizada debido al eje vertical fijo de la máquina. Para generar el movimiento giratorio, las prótesis se unen a una placa giratoria accionada por un servomotor, la cual dota al muslo de un rango angular mayor al registrado durante una marcha normal (Richter, 2015).

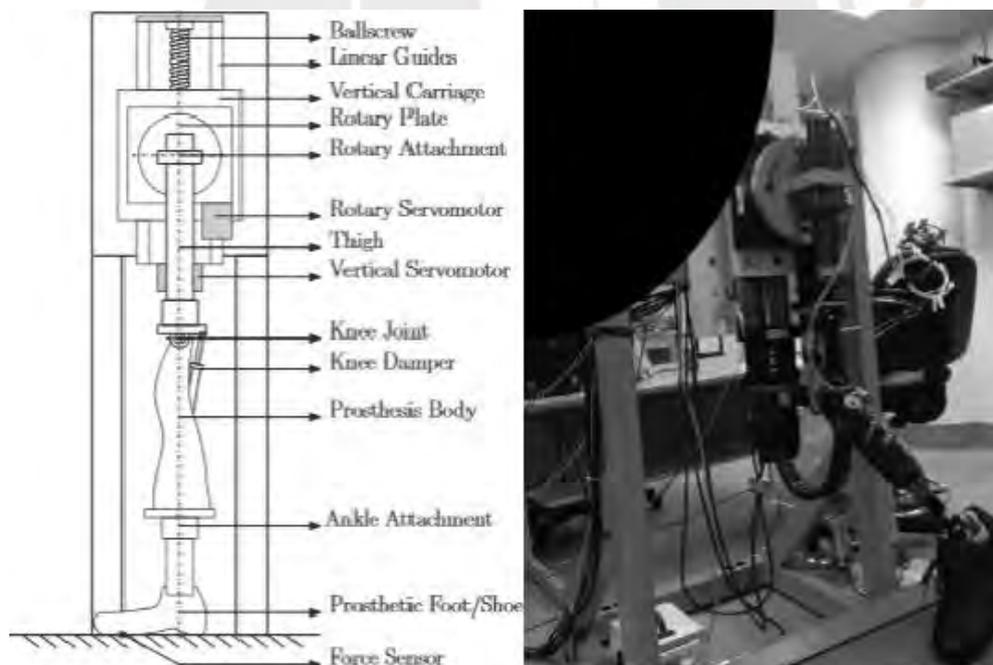


Figura 2.2. Diagrama esquemático y montaje de robot de ensayo de prótesis de pierna

Tomado de "Dynamic modeling, parameter estimation and control of a leg prosthesis test robot", por Richter,

2015.

2.1.3. Máquina tipo MTS modificada

Usualmente, las prótesis son sometidas a ensayos de fatiga en las máquinas de ensayo tipo MTS, las cuáles oscilan en dirección vertical. Con el fin de probar la funcionalidad de una prótesis transtibial activa diseñada, Bergelin en 2010 modificó una máquina MTS de tal manera que se le introdujeron parámetros de desplazamiento vertical que produjeran los ángulos de tobillo generados en una porción del 6% hasta el 60% de un ciclo de marcha. Además, se le adjuntó una base plana como soporte de configuración de un ciclo de marcha. En la Figura 2.3 se aprecia el montaje inicial para el ensayo de funcionalidad. Se observa la línea de acción de la fuerza sobre la prótesis, la cual pasa por una unión de la parte delantera del pie y el antepié. Asimismo, se aprecia el motor encargado de realizar el movimiento humano natural del tobillo de la prótesis, del cual se monitorea su actividad durante el ensayo en tiempo real usando la plataforma dSPACE y su software Controldesk.



Figura 2.3. Montaje inicial para ensayo de funcionalidad en máquina MTS

Tomado de “*Concept Through Preliminary Bench Testing of a Powered Lower Limb Prosthetic Device*”, por Bergelin, 2010.

2.1.4. Trotadora circular

En la Universidad de Michigan, Ficanha y su equipo diseñaron esta plataforma con el fin de poner a prueba sus prótesis activas diseñadas sin la intervención humana (Ficanha, 2013). Se caracteriza por inducir un patrón circular en la marcha sustentado en que no siempre la dirección del pie en la marcha es recta. En la Figura 2.4, se aprecia esta caminadora y sus componentes. La prótesis se une a la máquina mediante una unión universal en E y está apoyada sobre la plataforma circular de madera A. Esta plataforma es accionada por un motorreductor ubicado en C y gira gracias a 8 ruedas locas denotadas por B. De igual manera, se acciona la viga D, la cual está pivotada en F, mediante un cable unido al Motorreductor en G. Para emular el peso de una persona, se añade un disco en el extremo H. Así, esta máquina permite emular un peso de 118 kg y una velocidad de marcha máxima de 1,63 m/s.

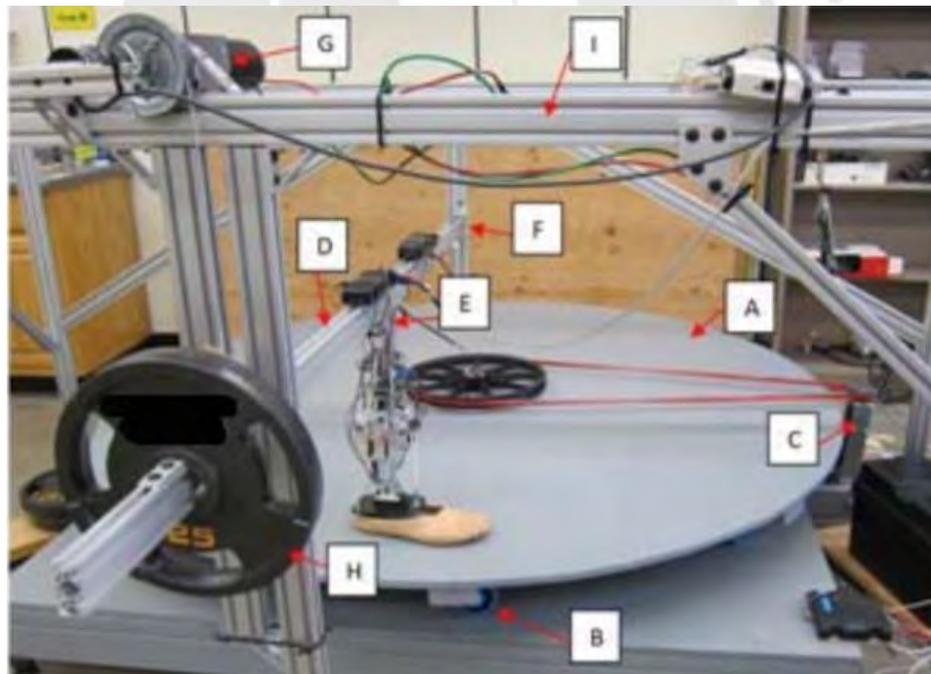


Figura 2.4. Trotadora circular

Tomado de "Ankle impedance and ankle angles during step turn and straight walk: Implications for the design of a steerable ankle-foot prosthetic robot", por Ficanha, 2013.

2.2. Prótesis transtibiales

Una prótesis transtibial es aquella que cumple la función de las partes anatómicas faltantes ubicadas por debajo de la rodilla hasta el suelo. Generalmente, las prótesis transtibiales pueden clasificarse en pasivas o activas. Por un lado, las prótesis pasivas son aquellas que son accionadas por el cuerpo humano. Algunas de dichas prótesis poseen componentes que almacenan y liberan energía durante el ciclo de marcha, mientras que otras cumplen más una función estética que funcional. Por otro lado, las prótesis activas poseen una fuente de alimentación externa al cuerpo humano pudiendo proveer energía y un mayor control a la prótesis (Au, 2008). En la presente sección se presentan algunos diseños prótesis transtibiales de distintos grados de libertad tanto activas como pasivas.

PANTOE 1:

PANTOE 1 es una prótesis transtibial activa que cuenta con un tobillo motorizado con el fin de proporcionar suficiente potencia al cuerpo para impulsarlo en su avance durante un ciclo de marcha. Se caracteriza por incluir una articulación para dedos en el pie con el propósito de disminuir la exigencia al tobillo, ahorrando esfuerzo en los amputados. Ambas articulaciones son accionadas por 2 actuadores elásticos en serie SEA y se utilizan sensores para monitorear las interacciones y ángulos (Zhu, 2010). Ver Figura 2.5.

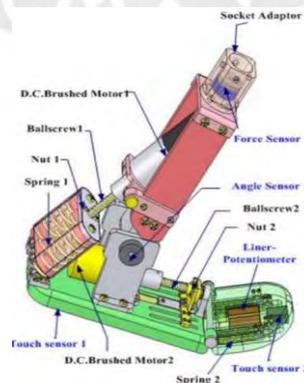


Figura 2.5. Modelo CAD de PANTOE

Tomado de "PANTOE 1: Biomechanical design of powered ankle-foot prosthesis with compliant joints and segmented foot", por Zhu, 2010.

Mecanismo de prótesis robótica transtibial:

El presente diseño se centra en el mecanismo de una prótesis transtibial activa, el cual es adjuntado a un pie protésico y posee dos grados de libertad. Para obtener el movimiento del tobillo, se hace uso de 2 actuadores elásticos en serie SEA. Su diseño está basado en datos antropomórficos de una persona de 1,75 m de altura y 56,7 kg de peso (Salazar, 2019). Ver Figura 2.6.



Figura 2.6. Modelo CAD de prótesis de Salazar

Tomado de "Design Of A Mechanism For A Robotic Transtibial Prosthesis", por Salazar, 2019.

1C62 Triton Harmony:

Es una prótesis pasiva comercial perteneciente a la familia de productos Triton de Ottobock. Posee 3 resortes interconectados para formar la estructura de soporte de carga: 2 en la parte trasera del talón y 1 en la parte delantera del pie. Se caracteriza por ser altamente funcional y estar integrado con la tecnología de vacío Harmony³. Ver Figura 2.7.



Figura 2.7. 1C62 Triton Harmony⁴

Tomado de "Triton Family of Products", por Ottobock.

⁴ 1C62 Triton Harmony:

<https://professionals.ottobock.com.au/document?mediaPK=8923930099742&attachment=true>. Revisado el 05 de mayo de 2020

PROPRIO FOOT:

El PROPRIO FOOT de ÖSSUR es una prótesis transtibial activa que posee un tobillo flexible motorizado controlado por microprocesador. Dicho control del tobillo le permite reducir el riesgo de tropiezos y caídas a pacientes adaptando el ángulo del tobillo en el plano sagital a los diferentes tipos de terreno durante un ciclo de marcha. Es ideal para personas que tienen un nivel de actividad bajo a moderado⁴. Ver Figura 2.8.



Figura 2.8. PROPRIO FOOT de ÖSSUR⁵

Tomado de "PROPRIO FOOT", por Össur.

Prótesis de pie-tobillo motorizada:

El presente diseño es una prótesis transtibial activa elaborada por el Massachusetts Institute of Technology. El presente diseños está basado en una persona de 1.75 m de altura, 78 kg de peso y 27 cm longitud de pie. Se caracteriza por usar una rigidez paralela que proporciona la rigidez necesaria al tobillo durante la dorsiflexión del periodo de postura inicial, eliminando la necesidad de la actuación lineal en serie durante ese periodo para así reducir el gasto energético, y el tamaño del motor o de la transmisión (Au, 2008). Ver Figura 2.9.

⁵ PROPRIO FOOT de ÖSSUR:

<https://assets.ossur.com/library/40415/PROPRIO%20FOOT%20P%c3%a1gina%20del%20cat%c3%a1logo%20-%20.pdf>. Revisado el 06 de mayo de 2020



Figura 2.9. Prótesis de pie-tobillo motorizada con elasticidad en serie y en paralelo
Tomado de “Powered ankle-foot prosthesis”, por Au, 2008.

Prótesis robótica transtibial de 3 grados de libertad

En la Figura 2.10 se muestra el modelo final de una prótesis transtibial activa que proporciona todo el movimiento realizado por el tobillo en los 3 grados de libertad que posee. Se caracteriza por incluir un sistema regenerativo pasivo para reducir la potencia del motor de dorsiflexión y flexión plantar.

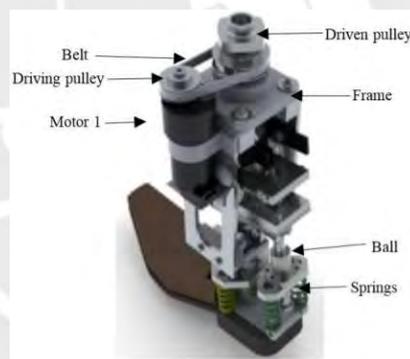


Figura 2.10. Modelo sólido de la prótesis robótica transtibial de 3GDL
Tomado de “A 3 DOF Transtibial Robotic Prosthetic Limb”, por Madusanka, 2014.

Generalmente, las dimensiones suelen variar en el tamaño del pie de acuerdo a los requerimientos del paciente. Así, llegan a tener una altura entre 170 a 400 mm y tamaños de pie entre 210 a 300 mm.

Generalmente, las prótesis transtibiales actuales permiten emular solo 1 o 2 grados de libertad, priorizando el movimiento de dorsiflexión y flexión plantar del tobillo. Su rango de movimiento oscila entre los 9° de dorsiflexión y los 32° de plantar flexión.

CAPÍTULO 3

DISEÑO CONCEPTUAL

En este capítulo se realiza el diseño conceptual de la solución óptima para el módulo de ensayos tras la determinación de: requerimientos del sistema, estructura de funciones, matriz morfológica para llegar a conceptos de solución, evaluación técnica- económica para determinar el concepto de solución óptimo y finalmente el detalle de la solución elegida. La secuencia de diseño mencionada está basada en la Norma Alemana VDI 2206.

3.1. Requerimientos del sistema

En base a los requerimientos para emular un ciclo de marcha en una prótesis transtibial para evaluar su funcionamiento mediante monitoreo, se elaboran los siguientes:

a) Función principal

El módulo de ensayos deberá emular condiciones de marcha para prótesis transtibiales en superficies planas, inclinadas y con irregularidades, permitiendo monitorear las variables que caracterizan la marcha en tiempo real.

b) Geometría

Las dimensiones generales del módulo de ensayos serán de 1.5x1.5x1.5 metros como máximo, de tal forma que pueda ingresar por la puerta de un laboratorio. Además, el módulo mencionado podrá regular la altura a la que trabajará con el fin de adaptarse a la de la prótesis a ensayar.

c) Cinemática

El módulo poseerá 2 ejes de movimiento a través de los cuales se desplazará la prótesis por el plano sagital a una velocidad de marcha máxima de 1.5 m/s.

d) Fuerzas

El módulo ejercerá una fuerza que emule la realizada durante la marcha de una persona de 75 kg como máximo. Además, el peso de la máquina no debe ser mayor a 150 kg.

e) Energía

El módulo de ensayos será alimentado a una tensión de 220 V, 60 Hz monofásica en base a la red de energía eléctrica peruana.

f) Materia

El módulo de ensayos trabajará con prótesis transtibiales tanto activas como pasivas y de hasta 3 grados de libertad, así como con distintos materiales para emular distintos tipos de terreno plano, inclinado o irregular.

g) Señales

El módulo trabajará con las siguientes señales de ingreso: Encendido/Apagado, Inicio/Pausa, parada, parada de emergencia, modo de operación, velocidad de marcha. Por otro lado, las señales de salida del sistema serán visuales: desplazamiento y velocidad angular de tobillo, desplazamiento y velocidad angular de motor que acciona la prótesis, fuerza ejercida sobre la prótesis, tiempo.

h) Control

El módulo de ensayo permitirá controlar la distancia base del actuador de movimiento al suelo del módulo, así como el desplazamiento vertical y angular de la prótesis.

i) Comunicaciones

La interfaz usuario-máquina representará gráficamente los resultados del proceso. El usuario será capaz de conocer el uso de la máquina de forma rápida e intuitiva gracias al uso de gráficos y texto.

j) Seguridad

El módulo de ensayo contará con una parada de emergencia en caso de alguna falla que comprometa la integridad del usuario o la prótesis a evaluar. El dominio eléctrico-electrónico estará aislado para evitar agentes externos que provoquen daños.

k) Ergonomía

Los niveles de ruido se mantendrán por debajo de los 60 dB. Los componentes modulares de la máquina no excederán los 25 kg de peso según la Ley de Seguridad y Salud en el Trabajo. Además, la ubicación de la interfaz deberá garantizar una adecuada ergonomía para el usuario.

l) Montaje

Se contará con un diseño modular para facilitar el ensamble de la máquina.

m) Transporte

Debido al diseño modular, la máquina podrá ser trasladada en automóviles de tamaño familiar o vehículos de carga disponibles. Además, contará con ruedas para facilitar su transporte en áreas reducidas.

n) Mantenimiento

Se contará con una distribución de elementos tal que aquellos que requieran mantenimiento serán accesibles y visibles al usuario.

3.2. Estructura de funciones

En primera instancia, la función del módulo de ensayos para prótesis transtibiales se representa en forma de una caja negra en la cual se tienen en cuenta los elementos de entrada y salida a partir de la información de la lista de requerimientos del sistema. A partir de ello, se puede agrupar una serie de tareas según dominio mecánico, electrónico y de control para poder llevar a cabo la función del sistema, obteniendo los elementos de salida requeridos. Finalmente, se integran las actividades en una estructura global denominada estructura de funciones en la cual se interrelacionan y se muestra el proceso general de la máquina.

3.2.1. Caja negra

En la Figura 3.1 se observa la caja negra del sistema. Esta caja ilustra el proceso más básico de abstracción mostrando los elementos que ingresan al sistema para que, luego de un proceso de transformación, se obtenga a la salida los elementos de interés. Así, ingresan las señales de información inicio, pausa, parada, velocidad de marcha y modo de operación al sistema. La señal modo de operación permite definir si será una marcha sobre superficie plana, irregular o inclinada. Además, ingresa la energía eléctrica de alimentación: la red eléctrica nacional a 220V y 60 Hz. Asimismo, se cuenta tanto con señales mecánicas de encendido/apagado y parada de emergencia, como con la prótesis transtibial a la entrada del sistema. Finalmente, como producto de la interacción interna de las señales de entrada y la máquina se generan las señales de información del ensayo de la prótesis: posición y velocidad angular de motor, posición angular del tobillo, el tiempo y la fuerza ejercida sobre el terreno. En tanto, a la salida también se tiene la prótesis transtibial ensayada, y el calor, ruido y vibraciones generados por el ensayo.

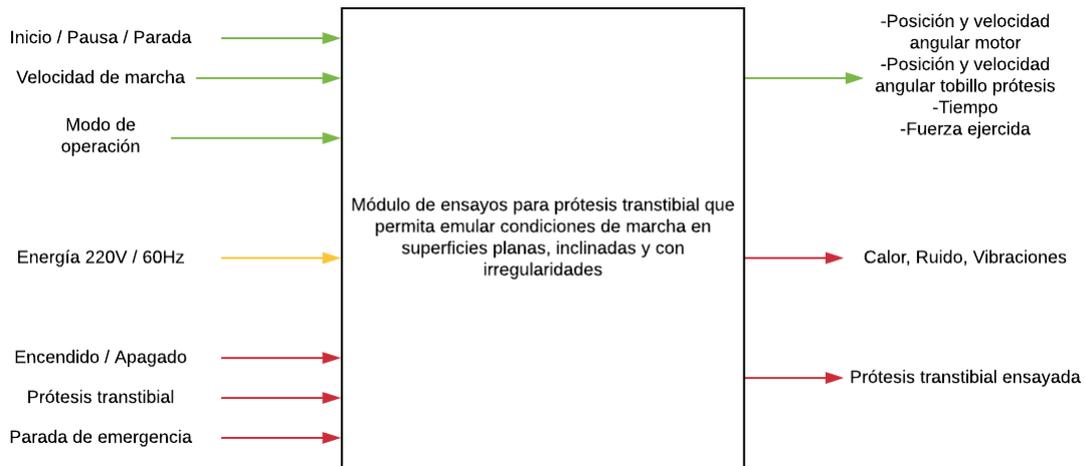


Figura 3.1. Caja negra del sistema

3.2.2. Funciones por dominio

Continuando con el proceso de abstracción, se divide la interacción de las señales de entrada en tres dominios principales: mecánico, eléctrico y control. A continuación, se especifican lo que realiza la máquina en cada dominio principal:

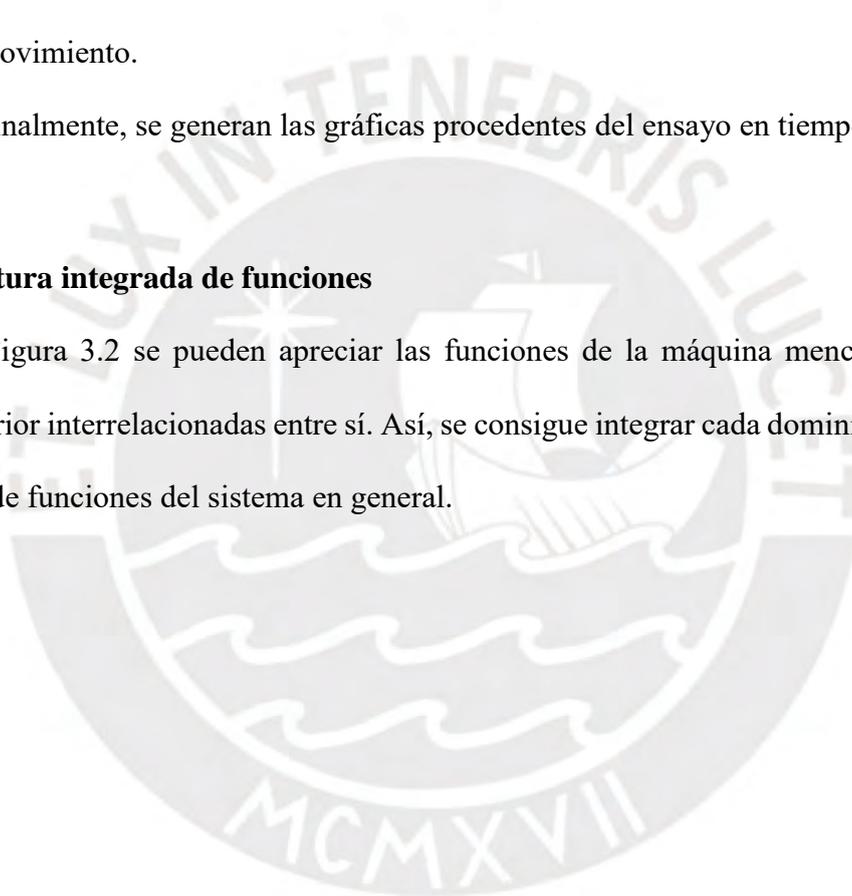
- Dominio mecánico:
 - ✓ Primero, la máquina debe cumplir la función de poder permitir la sujeción de la prótesis por parte de un operador, de tal manera que obtenga una posición vertical.
 - ✓ Luego, en la máquina se debe regular la altura de la prótesis también por parte de un operador para poder trabajar con prótesis transtibiales de diversos tamaños.
 - ✓ Una vez la prótesis se encuentre bien ubicada y ajustada a la máquina, se puede iniciar con el ensayo. Esto conlleva a un desplazamiento de la prótesis en el eje vertical, así como en el eje lateral del punto de sujeción de la prótesis, permitiendo su giro en el plano sagital.

- ✓ Asimismo, es necesario un mecanismo de transmisión de potencia que permita obtener la adecuada transformación de movimientos para llevar a cabo los desplazamientos vertical y rotatorio mencionados.
- ✓ Finalmente, durante el ensayo la máquina debe aplicar una fuerza a la prótesis tal que simule el peso humano de una persona de 75 kg como máximo.
- ✓ Por otra parte, el dominio mecánico de la máquina cuenta con las entradas parada de emergencia, la cual detiene el funcionamiento de la máquina en caso de un accidente o una situación riesgosa, y encendido/apagado, la cual permite energizar y desenergizar la máquina cuando el usuario lo desee.
- Dominio electrónico:
 - ✓ Es el dominio encargado de energizar al sistema por medio de la alimentación de la red eléctrica de 220 V y 60 Hz.
 - ✓ Dentro de este dominio, la energía es acondicionada de tal modo que se energizan los sistemas de electrónica de control y electrónica de potencia.
 - ✓ La electrónica de control es la encargada de energizar los sensores con los que cuenta la máquina, mientras que la electrónica de potencia es la encargada de energizar los actuadores como los encargados de generar potencia mecánica que solicitarán niveles de corriente más significativos.
- Dominio de control:
 - ✓ En este dominio, se reciben las señales de entrada de inicio/pausa/parada, velocidad y modo de operación, las cuales determinan las condiciones para el ensayo.

- ✓ Asimismo, se reciben las señales del sistema de captura de movimiento, de los sensores de posición, los cuales permiten evaluar el desplazamiento vertical y rotacional, y del sensor de fuerza, el cual permite conocer la fuerza ejercida en el dominio mecánico.
- ✓ Posteriormente, se procesan las señales mencionadas y se generan las señales de control, las cuales permiten gobernar las acciones sobre los mecanismos de desplazamiento y de generación de empuje, así como sobre el sistema de captura de movimiento.
- ✓ Finalmente, se generan las gráficas procedentes del ensayo en tiempo real.

3.2.3. Estructura integrada de funciones

En la Figura 3.2 se pueden apreciar las funciones de la máquina mencionadas en el apartado anterior interrelacionadas entre sí. Así, se consigue integrar cada dominio y se elabora la estructura de funciones del sistema en general.



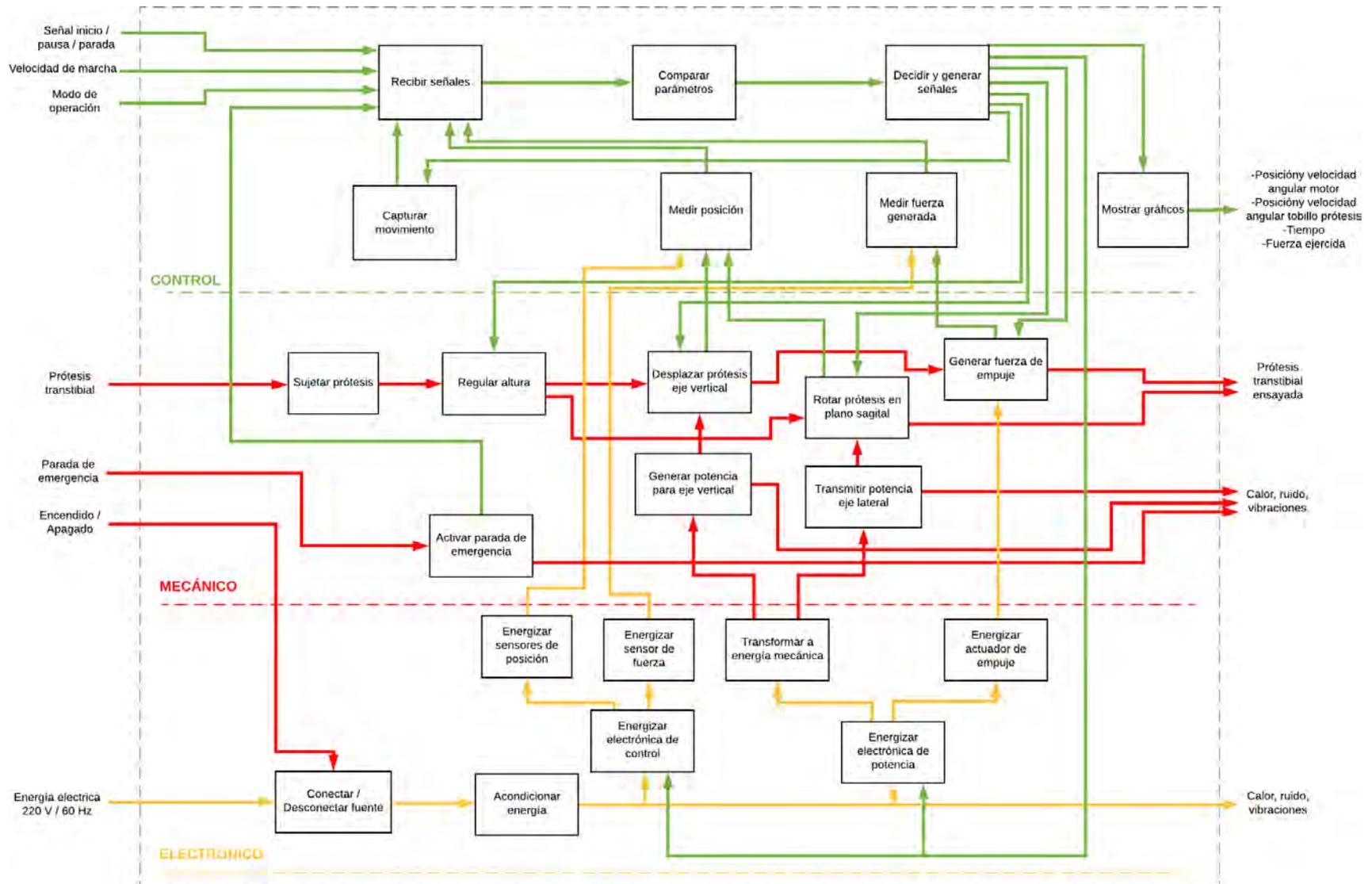
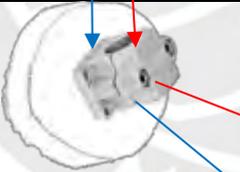
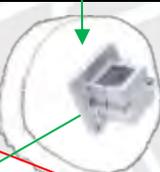
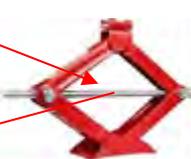


Figura 3.2. Estructura de funciones

3.3. Matriz morfológica

Tras haberse definido las funciones que debe llevar a cabo la máquina, se identifican los posibles elementos portadores de dichas funciones. Estos elementos están agrupados por función en una tabla denominada matriz morfológica, la cual será elaborada para cada dominio: mecánico, electrónico y control. Primero, se observa en la Tabla 3.1 la matriz morfológica correspondiente al dominio mecánico. Asimismo, por una cuestión práctica, se agrupan los dominios electrónicos y de control en la Tabla 6 y se determina de manera similar distintos portadores de función que puedan llevar a cabo las tareas solicitadas. Así, se entrelaza un componente por cada función de tal manera que se obtengan múltiples conceptos de solución para el módulo de ensayos, los cuales son desarrollados posteriormente en la siguiente sección.

Tabla 3.1. Matriz morfológica del dominio mecánico

Función	Portadores de función		
Sujetar prótesis 1	 Adaptador prótesis-tubo circular	 Adaptador prótesis- tubo cuadrado	
Sujetar prótesis 2	 Plato y abrazadera circular	 Plato y abrazadera cuadrada	
Regular altura	 Pistón neumático	 Actuador lineal eléctrico	 Gato mecánico
Generar potencia para eje vertical	 Compresor	 Motorreductor DC	 Motorreductor AC

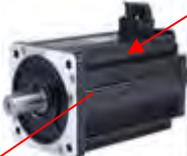
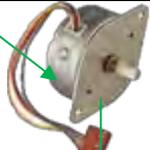
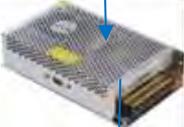
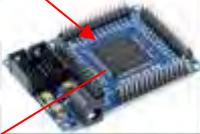
Desplazar prótesis eje vertical	 Husillo de bolas	 Pistón neumático	
Generar fuerza de empuje	 Actuador lineal eléctrico	 Pistón neumático	 Pesas
Rotar prótesis en plano sagital	 Servomotor DC	 Servomotor AC	 Motor a pasos
Transmitir potencia eje lateral	 Poleas	 Reductor	 Cadenas

Tabla 3.2. Matriz morfológica del dominio electrónico y control

Función	Portadores de función		
Activar parada de emergencia	 Botón parada de emergencia	 Interruptor parada de emergencia con llave	 Interruptor parada de emergencia
Encender/Apagar	 Switch	 Pulsador	 Llave 2 posiciones
Acondicionar energía	 Regulador de tensión 220 V	 Estabilizador de voltaje	

Energizar electrónica de control	 Fuente switching	 MinifFuente de alimentación	 Convertidor DC-DC
Energizar electrónica de potencia	 Fuente switching	 Fuente lineal	
Medir posición	 Sensor de efecto Hall	 Encoder incremental óptico	 Sensor magnetostrictivo
Medir fuerza generada	 Sensor de fuerza	 Celda de carga	 Sensor de presión
Capturar movimiento	 Cámara Kinect	 Unidad de medición inercial	 Sistema de captura de movimiento Vicon
Controlador	 Microcontrolador	 FPGA	 PLC
Interfaz gráfica	 Pantalla táctil	 Laptop	 Pantalla HMI

- Concepto de solución 1 →
- Concepto de solución 2 →
- Concepto de solución 3 →

3.4. Conceptos de solución y evaluación técnico-económica

Tras definir diversos portadores para las funciones requeridas, se selecciona un elemento por cada función con el fin de determinar un concepto de solución. Así, estos elementos son unidos mediante flechas de distintos colores obteniendo diversos conceptos de solución, como se muestra en la Tabla 3.1 y la Tabla 3.2.

Los conceptos de solución obtenidos están definidos para que el movimiento sea en el plano sagital. Asimismo, es importante resaltar que la prótesis será desplazada sobre una caminadora eléctrica. Esto es debido a que permite un movimiento de gran similitud a la marcha humana, se adapta a las condiciones de regulación de inclinación y su faja puede ser adaptada a superficies irregulares.

A continuación, se presentan los conceptos de solución obtenidos para describir sus principales componentes. Esta presentación de conceptos se encuentra dividida en 3 párrafos: el primero indica su acople y regulación de altura; el segundo, la forma en que se desliza vertical y rotacionalmente; y el tercero, el sistema de obtención de información.

Concepto de solución 1

En primer lugar, la prótesis se une a la máquina mediante un adaptador que la conecta con un tubo circular. Posteriormente, el tubo mencionado se une a la máquina mediante una abrazadera que está unida al plato giratorio del servomotor. El mecanismo de husillo de bolas, accionado por un motor DC, permite regular la altura para que la distancia del eje lateral a la faja de la caminadora sea suficiente para poder sujetar la prótesis. Es decir, en caso de que una nueva prótesis a ensayar sea de distinto tamaño y necesite que se varíe la altura para que pueda estar en una posición fija de inicio de ensayo. En este caso, la posición fija es cuando el pie de la prótesis se encuentra a 90° en relación a la parte por encima del tobillo.

Por un lado, este concepto aprovecha el mismo husillo de bolas unido a un motor de corriente continua para proporcionar el desplazamiento sobre el eje vertical y generar una fuerza equivalente al peso de una persona de 75 kg. Este motor cuenta con un encoder incremental tipo óptico para su control y un mecanismo reductor para incrementar el torque y acondicionar la velocidad. En el caso del desplazamiento angular sobre el eje lateral de la prótesis, se caracteriza por contar con un mecanismo de rueda-tornillo sinfin para poder convertir el giro que el servomotor de corriente continua entrega por la parte inferior de la carcasa en un giro sobre el eje mencionado.

Por otra parte, 2 unidades de medición inercial son usados sobre el pie y por encima del tobillo de la prótesis para obtener la información de posición y velocidad angular. Estos sensores son añadidos a la prótesis mediante velcro y elástico, lo que facilita su montaje. Además, se cuenta con una plataforma de fuerza debajo de la caminadora para proporcionar información sobre la fuerza aplicada por la prótesis. El control es realizado por un microcontrolador y la información obtenida es mostrada mediante una laptop, equipo común en laboratorios de investigación. Ver Figura 3.3.

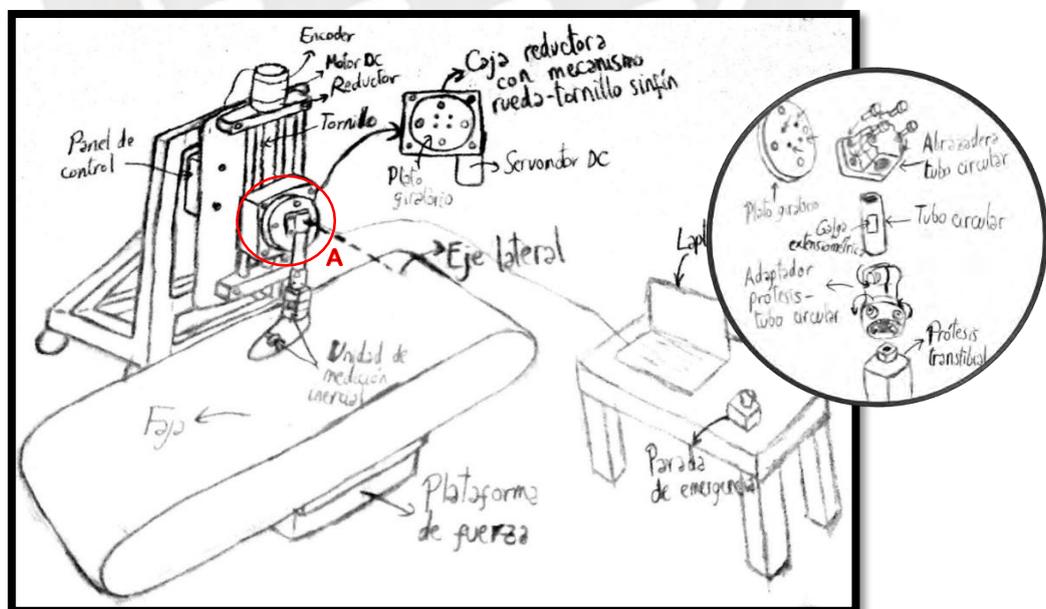


Figura 3.3. Concepto de solución 1

Concepto de solución 2

En un inicio, la prótesis se une a un tubo circular mediante un adaptador y el tubo mencionado se une a la máquina mediante una abrazadera unida al plato giratorio accionado por un servomotor AC. La altura entre el eje lateral y la faja de la caminadora es regulada manualmente por medio de un gato mecánico.

Con el fin de cumplir con trasladar la prótesis verticalmente, un pistón neumático accionado por compresor y un servomotor AC son usados para generar movimiento mediante un sistema de palanca y movimiento rotacional sobre el eje lateral de la prótesis respectivamente. El pistón neumático cuenta con un sensor de posición magnetostrictivo integrado y una válvula proporcional direccional eléctrica como preactuador para el control de su posición. Al otro extremo del pistón neumático, se encuentran pesas en forma de discos que generan una fuerza equivalente al peso de una persona de 75kg. El servomotor AC se encuentra sobre una carcasa por la cual pasan el eje del sistema de palanca y el eje lateral de la prótesis. Además, el servomotor acciona al eje lateral de la prótesis mediante una transmisión por poleas.

En el caso de la obtención de información, se usa una cámara Kinect para el desplazamiento y velocidad angular del tobillo, la cual se encuentra unida al eje del sistema de palanca en un extremo. Asimismo, sensores de presión son ubicados por debajo del soporte de la faja de la caminadora para conocer la fuerza de reacción vertical. El sistema es controlado mediante un FPGA y la interfaz para mostrar la información y ejecutar comandos es una pantalla táctil, la cual se ubica en la esquina próxima a la faja de la estructura. Ver Figura 3.4.

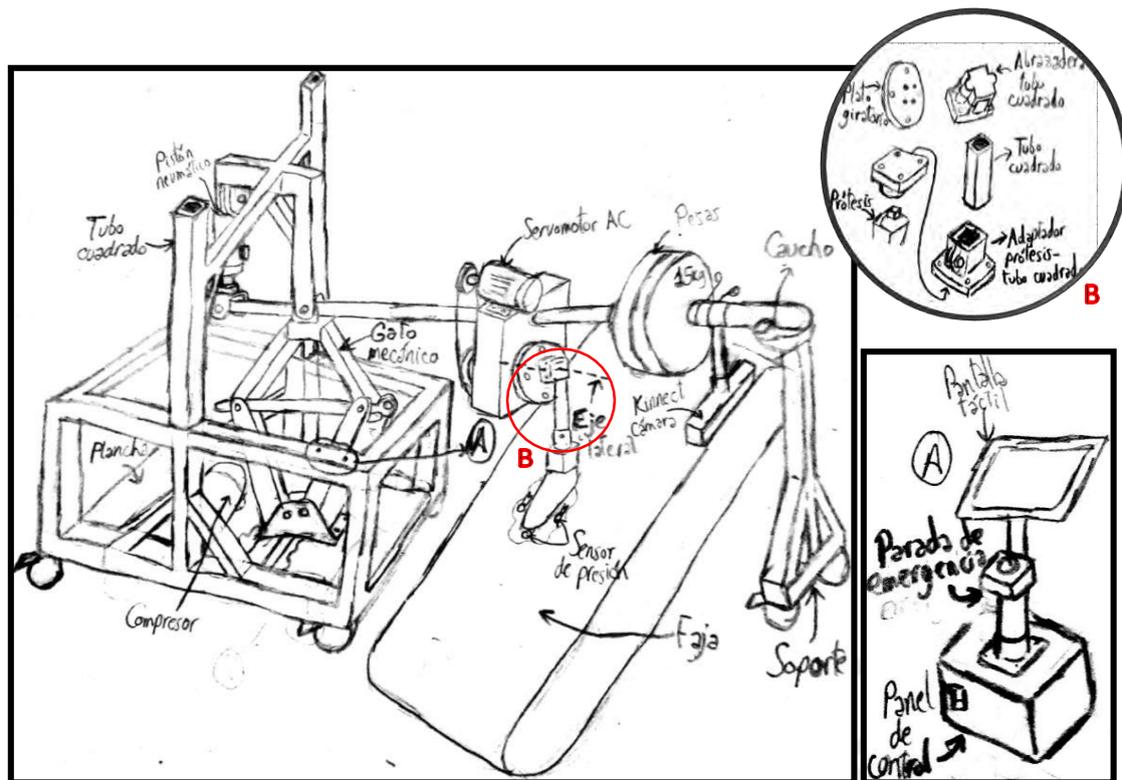


Figura 3.4. Concepto de solución 2

Concepto de solución 3

En primer lugar, la prótesis se asegura a un tubo de sección cuadrada mediante un adaptador. El tubo mencionado es sujetado a la máquina mediante una abrazadera atornillada al plato giratorio, el cual es accionado por un motor a pasos. La altura entre el eje lateral y la faja de la caminadora es regulada por un pistón neumático.

Por un lado, este concepto utiliza el pistón neumático accionado por un compresor para desplazar la prótesis en el eje vertical. Este pistón neumático cuenta con un sensor de posición magnetostrictivo integrado y una válvula proporcional direccional eléctrica como preactuador para el control de su posición. Además de desplazar la prótesis en el eje vertical, este sistema neumático permite proporcionar una fuerza equivalente al peso de una persona de 75 kg. Asimismo, el desplazamiento angular sobre el eje lateral es realizado mediante una transmisión por correas y accionado por un motor a pasos, el cual utiliza un encoder tipo magnético acoplado a su eje para su control angular.

Por otro lado, un sistema de captura de movimiento, conformado por una cámara Vicon y 4 marcadores sobre el pie y por encima del tobillo, es utilizado para determinar la posición y velocidad angular de la prótesis. Además, cuenta con una celda de carga ubicada bajo el soporte de la faja de la caminadora para obtener información sobre la fuerza de reacción vertical generada. El sistema es controlado por un PLC y la interfaz gráfica es una pantalla HMI. Ver Figura 3.5.

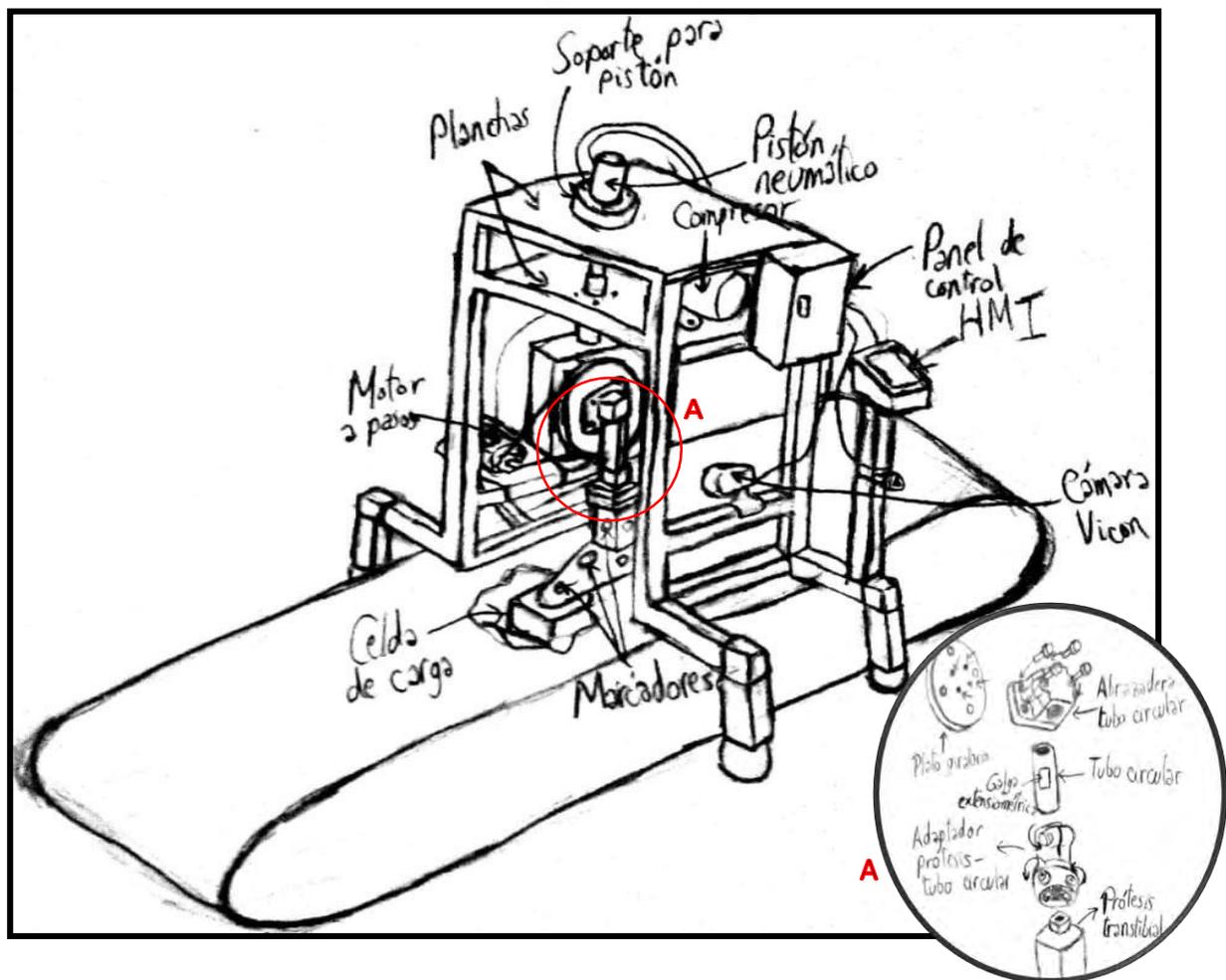


Figura 3.5. Concepto de solución 3

Evaluación técnico-económica

Continuando con la metodología VDI 2206, los conceptos de solución obtenidos son evaluados tanto en sus aspectos técnicos como económicos, tal como se muestra en la Tabla 3.3 y Tabla 3.4. Por una parte, se priorizó que el concepto de solución cumpla con la función principal definida en la lista de requerimientos de la forma más realista posible para el aspecto técnico. De igual manera, el control es priorizado debido a que, a mayor precisión, mayor será la similitud entre información obtenida durante el ensayo de la prótesis y ensayos realizados en personas sanas. Por otro lado, en el aspecto económico se priorizó el criterio de evaluación de costo de la tecnología debido a su influencia para una futura fabricación del módulo de ensayos.

El valor técnico X_i y el valor económico Y_i se obtienen a partir de las ecuaciones (1) y (2).

$$X_i = \frac{g_1 * p_1 + g_2 * p_2 + g_3 * p_3 \dots + g_n * p_n}{(g_1 + g_2 + \dots + g_n) * p_{max}} \leq 1 \quad (1)$$

$$Y_i = \frac{g_1 * p_1 + g_2 * p_2 + g_3 * p_3 \dots + g_n * p_n}{(g_1 + g_2 + \dots + g_n) * p_{max}} \leq 1 \quad (2)$$

Donde:

p : puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225)

0 = No satisface, 1 = Aceptable a las justas, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien (ideal)

g : peso de un criterio de evaluación con puntaje de 0 a 4

gp : es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación

Tabla 3.3. Evaluación técnica de los conceptos de solución

Valor Técnico (Xi)											
			Concepto de solución 1			Concepto de solución 2		Concepto de solución 3		Concepto de solución ideal	
Nro.	Criterios de Evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1	Función	4	3	12	2	8	3	12	4	16	
2	Ergonomía	3	3	9	2	6	3	9	4	12	
3	Montaje	3	3	9	1	3	2	6	4	12	
4	Eficiencia	3	2	6	2	6	2	6	4	12	
5	Control	4	3	12	1	4	2	8	4	16	
6	Tamaño	3	3	9	1	3	2	6	4	12	
7	Confiabilidad	4	2	8	3	12	3	12	4	16	
Puntaje máximo Σp ó Σgp		24	19	65	12	42	17	59	28	96	
Valor técnico Xi			0.68			0.44		0.61		1	
Orden			1			3		2			

Tabla 3.4. Evaluación económica de los conceptos de solución

Valor Económico (Yi)											
			Concepto de solución 1			Concepto de solución 2		Concepto de solución 3		Concepto de solución ideal	
Nro.	Criterios de Evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1	Montaje	3	3	9	1	3	2	6	4	12	
2	Costo de la tecnología	4	2	8	3	12	2	8	4	16	
3	Costo operacional	3	3	9	3	9	2	6	4	12	
4	Mantenimiento	2	2	4	3	6	2	4	4	8	
5	Número de piezas	3	3	9	2	6	2	6	4	12	
6	Adquisición de los materiales	3	2	6	2	6	2	6	4	12	
Puntaje máximo Σp ó Σgp		18	15	45	14	42	12	36	24	72	
Valor económico Yi			0.63			0.58		0.50		1	
Orden			1			2		3			

La información obtenida a partir de las tablas anteriores se representa mediante el gráfico de dispersión mostrado en la Figura 3.6. En este gráfico, se ubican los puntajes económicos obtenidos en el eje vertical, mientras que los puntajes técnicos obtenidos son ubicados en el eje horizontal. Asimismo, se encuentra una línea de simetría para representar la proporcionalidad

ideal entre el aspecto técnico y el aspecto económico. A partir del gráfico, se aprecia que el concepto de solución que se destaca tanto en el aspecto económico como en el aspecto técnico es el primero, pues es el de mayor puntaje obtenido. Además de ello, presenta una mejor relación técnico económica en comparación con los demás conceptos pues está más cerca de la línea de simetría. Por lo tanto, se concluye que el concepto de solución óptimo es el primero.

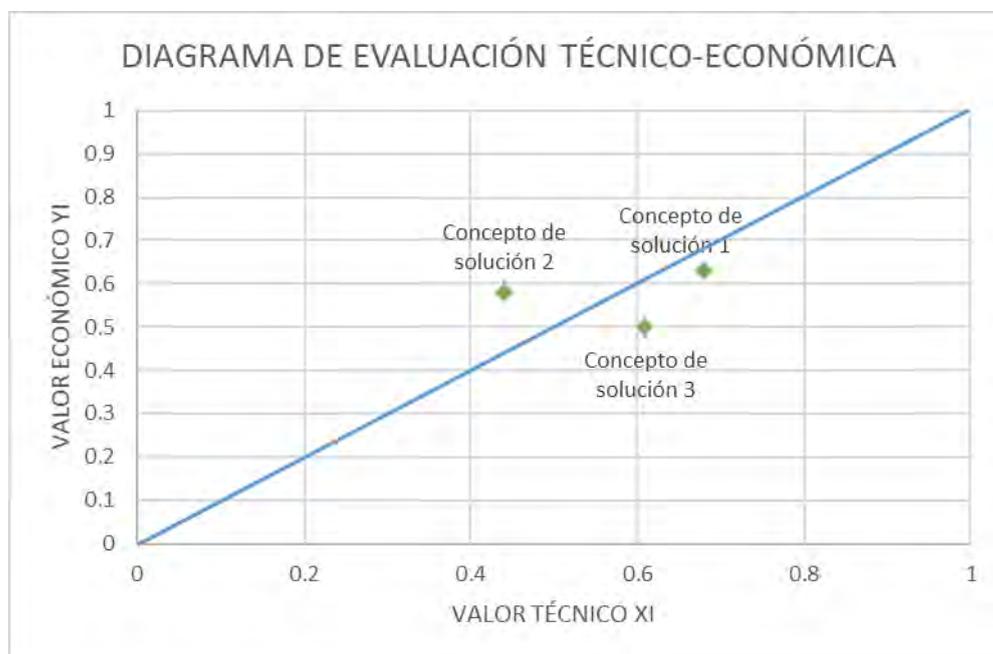


Figura 3.6. Diagrama de evaluación técnico-económica de los conceptos de solución

3.5. Concepto de solución óptimo

Una vez definido como concepto de solución óptimo, el diseño del módulo de ensayos está basado en el concepto de solución 1 presentado nuevamente en la Figura 3.7. En la presente sección, se detalla a mayor profundidad los componentes la máquina.

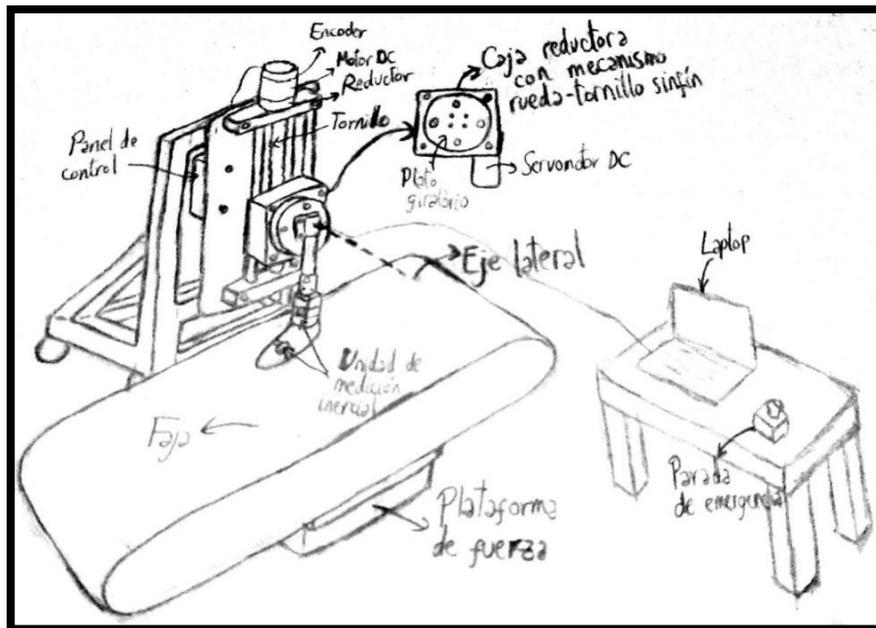


Figura 3.7. Concepto de solución óptimo

En primer lugar, se detalla la manera en que la prótesis será ajustada a la máquina, tal como se observa en la Figura 3.8. Se inicia con la unión de la prótesis a un tubo circular por medio del adaptador prótesis-tubo. Mediante el ajuste de los pernos del adaptador mencionado, se logra sujetar la prótesis y el tubo circular. Posteriormente, el tubo circular se une al plato giratorio de la máquina por medio de una abrazadera, la cual permite ajustar el tubo y fijarse al plato mediante pernos. Asimismo, 2 unidades de medición inercial se ubican sobre el pie y por encima del tobillo de la prótesis en las posiciones indicadas para obtener la posición y velocidad angular durante el ensayo. En dichas posiciones, estos sensores se encontrarán alineados en una vista hacia el plano sagital de tal forma que se obtenga una medición de la posición angular lo más exacta posible. Estas unidades de medición inercial son adheridas a la prótesis mediante elástico y velcro.

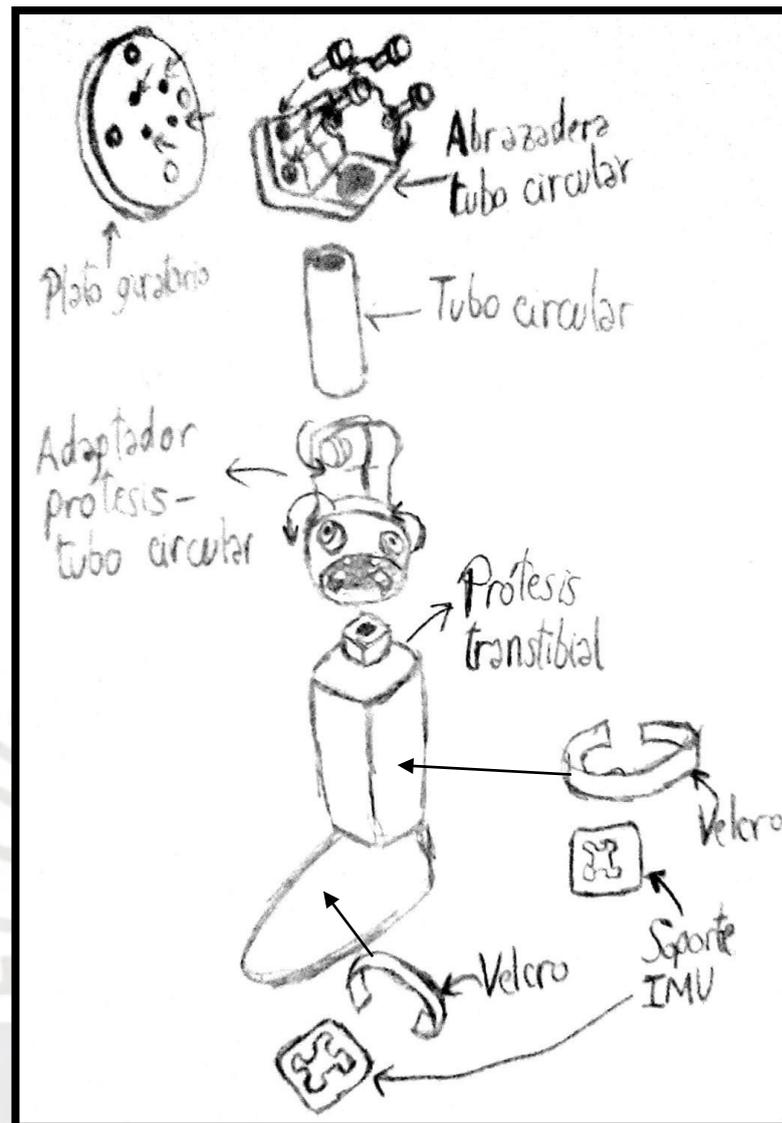


Figura 3.8. Sujeción de prótesis a máquina

Tras la sujeción de la prótesis al plato giratorio, es necesario ajustar este a la caja reductora de velocidad para limitar la velocidad generada por el servomotor. La caja mencionada utiliza un mecanismo de rueda-tornillo sinfin para llevar a cabo la reducción y la transmisión de giro a un eje perpendicular. En primera instancia, el eje del servomotor se acopla al eje del tornillo sinfin de la caja por su extremo inferior derecho por medio de un acople flexible. Dos rodamientos son usados a los extremos del eje del tornillo para facilitar el giro del eje, recibir la carga axial debido al peso y evitar su desgaste. Asimismo, el eje para la rueda dentada es acoplado a esta y al platillo giratorio por medio de una unión por zunchado. Además, el eje

cuenta con rodamientos que facilitan el giro del eje respecto a la carcasa y evitan el desgaste del eje. Es importante mencionar los cambios de sección geométrica en los extremos de ambos ejes para fijar su posición y la de los rodamientos a la carcasa de la caja reductora. Ver Figura 3.9.

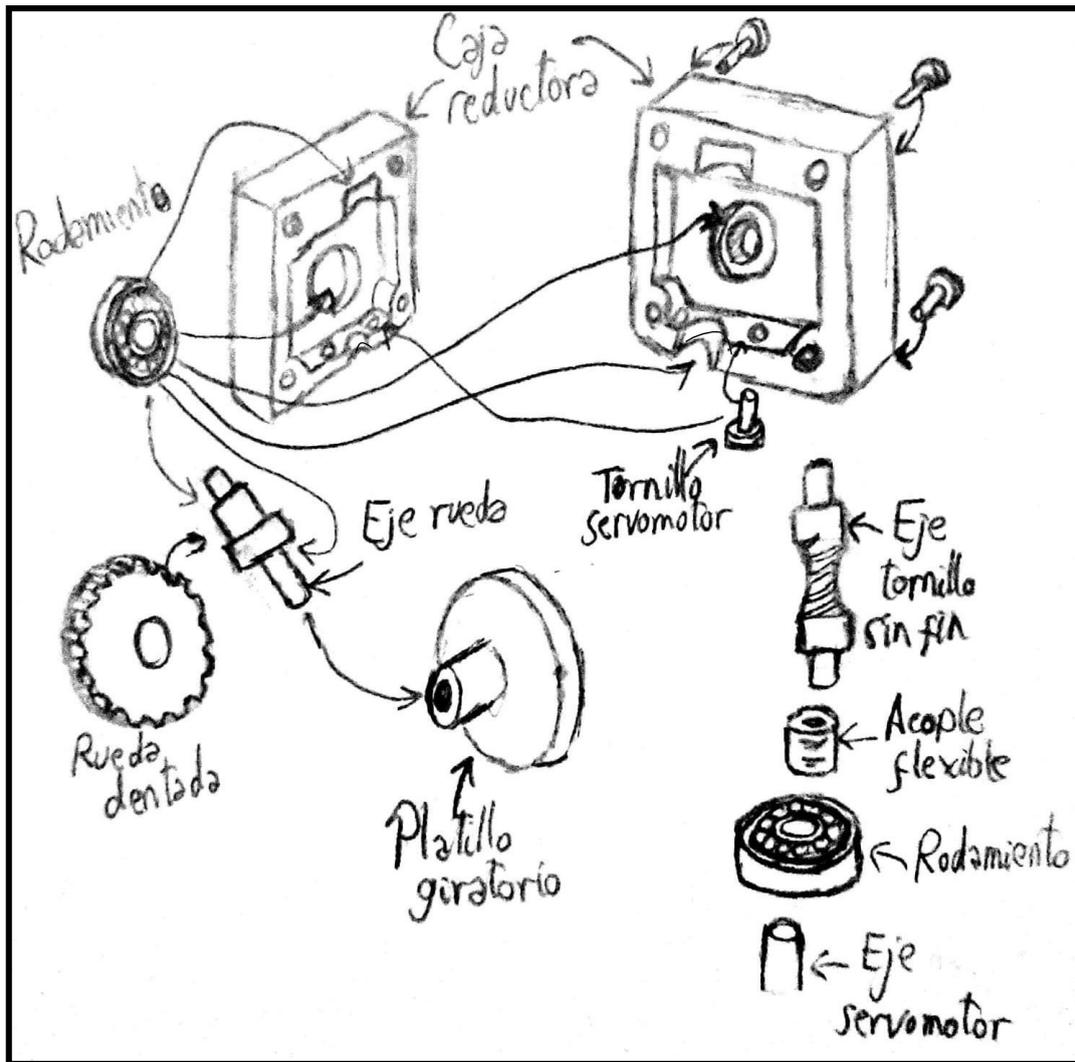


Figura 3.9. Sujeción de plato giratorio a caja reductora

Antes de continuar por el camino de sujeción prótesis a máquina, se detalla en la Figura 3.10 cómo se sujeta el mecanismo de desplazamiento vertical a la estructura por medio de pernos en los extremos de las bases superior e inferior. Tanto la base inferior como superior brindan soporte a las guías laterales y al tornillo de potencia que irá acoplado al motor. Luego, el husillo de bolas se posiciona sobre este tornillo junto a un soporte, al cual se le fijará por medio de pernos de sujeción. Este soporte permitirá posteriormente el acople de la caja reductora por medio del soporte caja reductora-tornillo también mediante pernos.

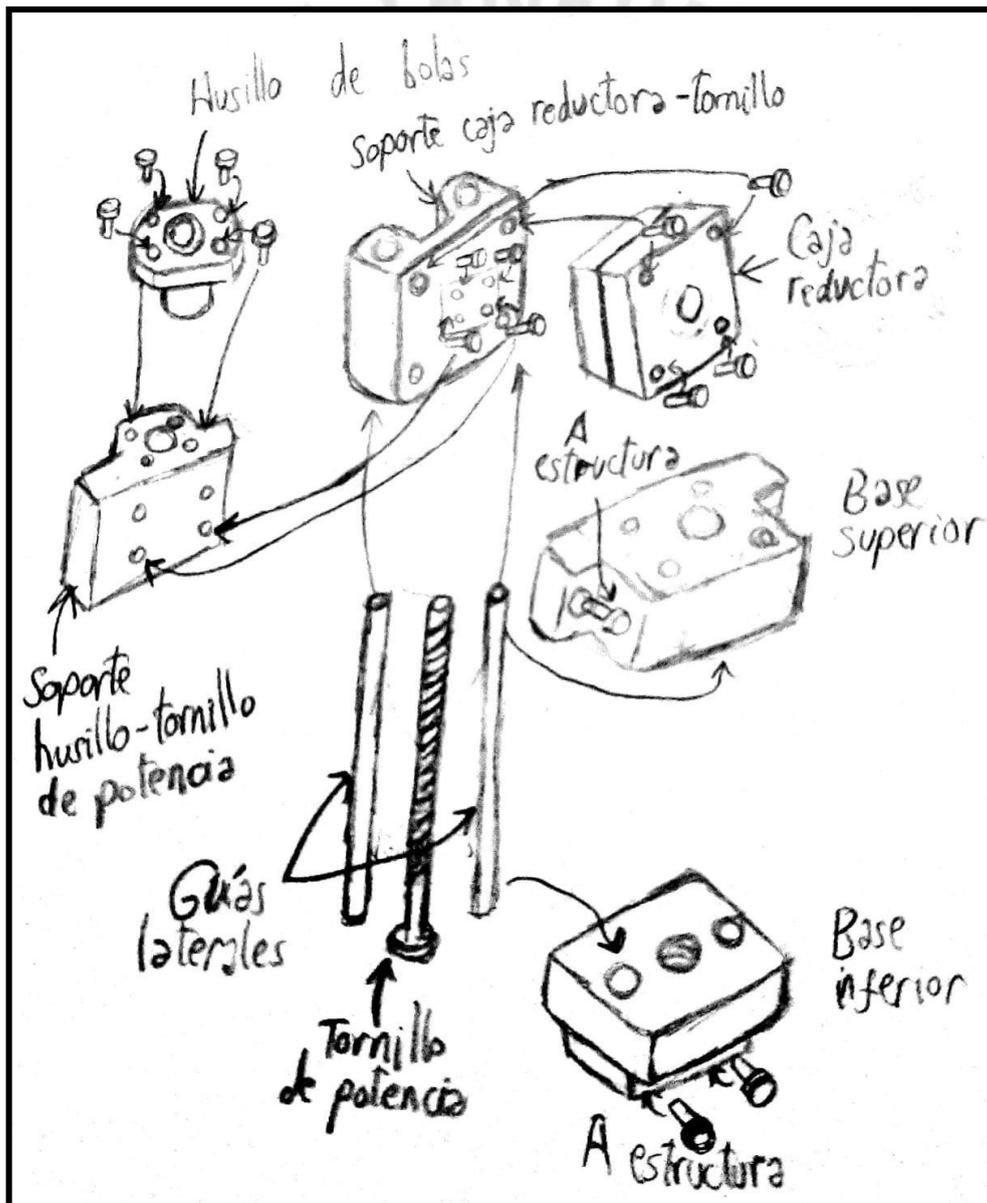


Figura 3.10. Sujeción de caja reductora y husillo de bolas

Tras fijar el mecanismo de desplazamiento vertical a la estructura, el motor se fija a la base superior tal como se detalla en la Figura 3.11. Esto se logra mediante 4 tubos con extremos rosca macho y rosca hembra. De esta manera, la rosca macho fija el tubo a la base superior, mientras que el otro extremo es colocado por debajo de un agujero de la carcasa del motor, por el cual pasará un perno de sujeción. El eje de motor se une al tornillo de potencia por medio de un acople flexible y un rodamiento ubicado en el extremo de la base inferior. Asimismo, el motor cuenta con un encoder acoplado en su parte trasera para su control en lazo cerrado.

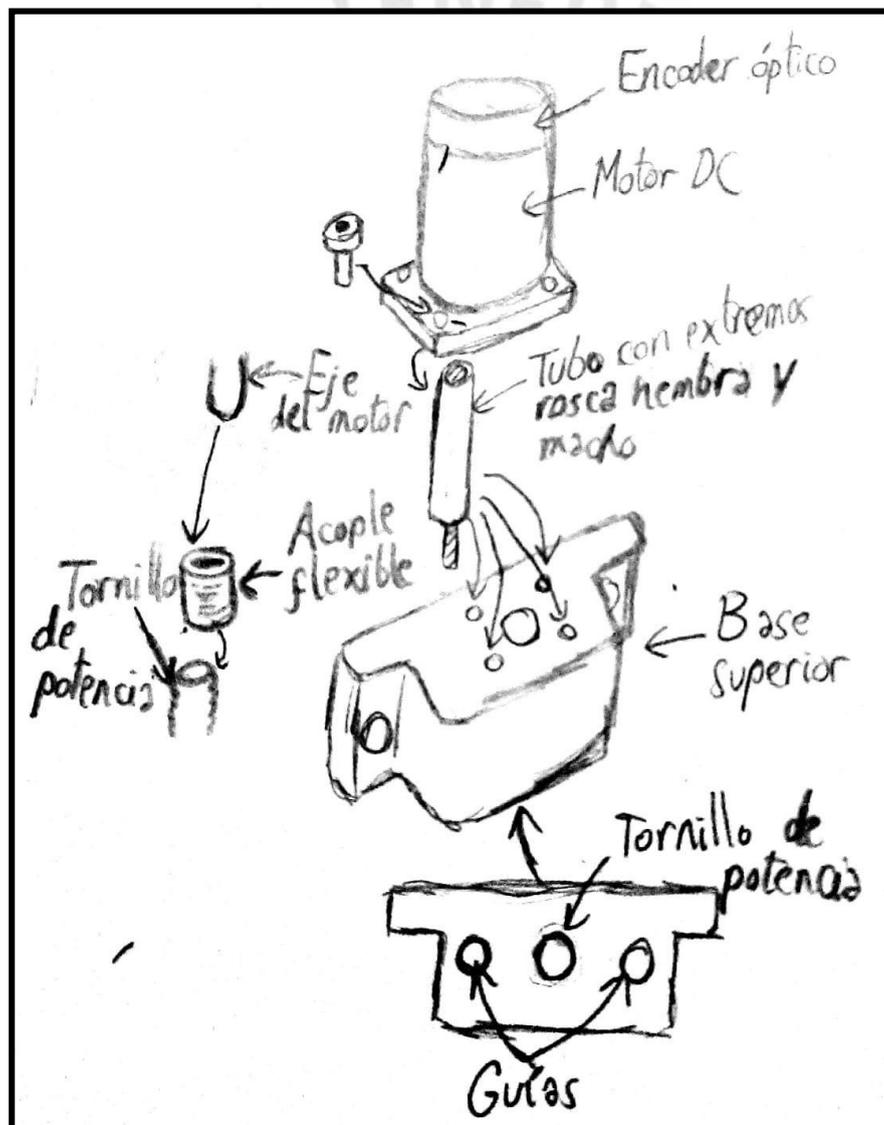


Figura 3.11. Sujeción de motor a base superior

En la Figura 3.12 se muestra el soporte que servirá para alinear la caminadora eléctrica y la plataforma de fuerza en cada ensayo y así disminuir repetibilidad de posicionamiento. Este soporte cuenta con tapones de goma antideslizante para evitar el desplazamiento de la caminadora durante el ensayo. Asimismo, estos tapones ayudan a absorber vibraciones que puedan generarse por el impacto entre la prótesis y la caminadora.

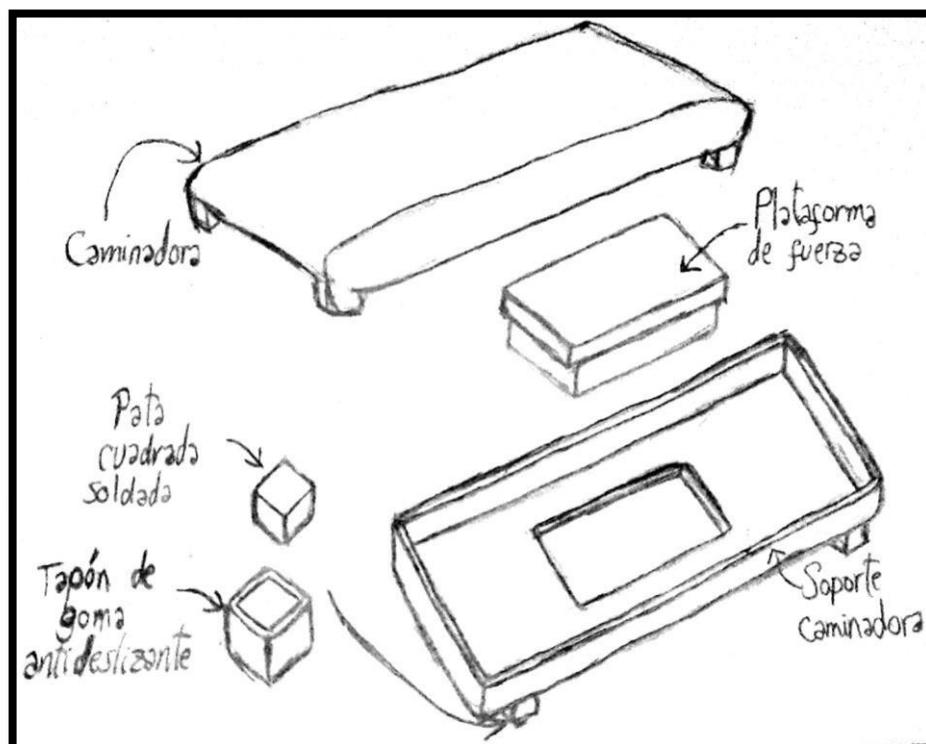


Figura 3.12. Soporte alineador caminadora-plataforma de fuerza

Finalmente, en la Figura 3.13 se muestra la estructura principal de la máquina. Esta estructura cuenta con tubos de perfil cuadrado de acero inoxidable, los cuales están unidos por medio de soldadura. Asimismo, cuenta con garruchas con freno en cada extremo inferior para facilitar su traslado. Se muestran los principales orificios para la sujeción de los pernos a la estructura y una placa en medio de estos. La placa mencionada sirve para acoplar el panel de control por su parte posterior, mientras que en la parte anterior se encuentra fijada a las bases superior e inferior.

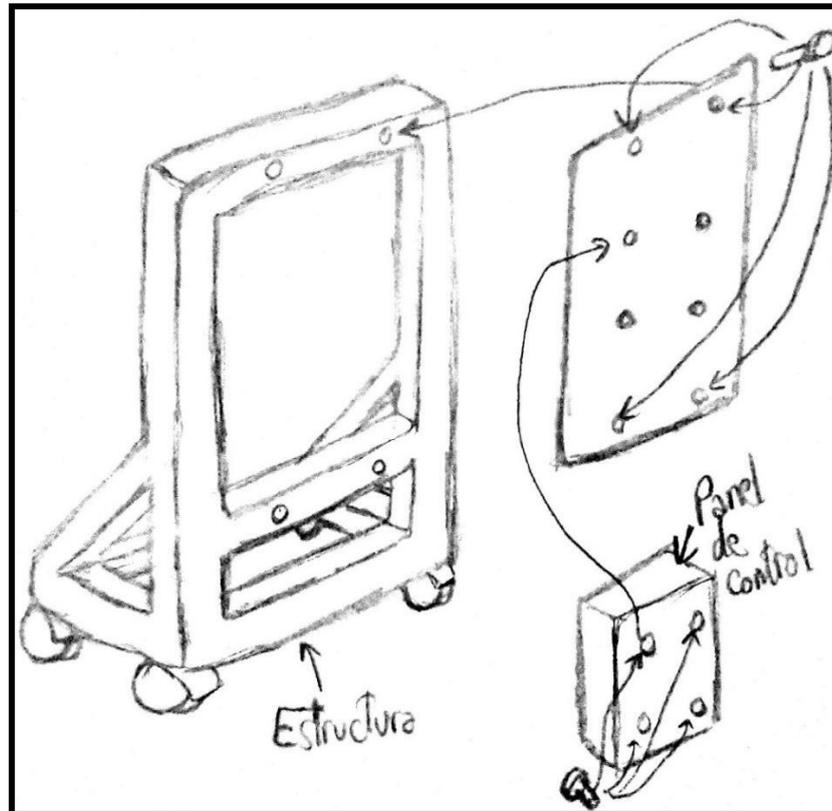


Figura 3.13. Estructura y panel de control

Así, dentro del panel de control se encuentra el cableado, el microcontrolador y drivers de los componentes electrónicos. Con lo expuesto anteriormente, la máquina logra desplazar la prótesis transtibial tanto en el eje vertical como horizontal para simular condiciones de marcha en superficies planas, inclinadas y con irregularidades, condiciones que serán emuladas por la faja transportadora. Asimismo, está equipada con sensores tal que se obtiene la información requerida como posición, velocidad angular y fuerza de reacción vertical, información que posteriormente será mostrada en tiempo real en la laptop que actúa como interfaz gráfica.

CONCLUSIONES

- El presente trabajo conlleva el diseño conceptual de un módulo de ensayos para prótesis transtibial con el fin de emular movimientos de marcha, los cuales son generados por un movimiento angular y lineal restringido al plano sagital y un eje vertical, y visualizar la información correspondiente. Por un lado, el eje lineal accionado por husillo de bolas y un motor DC permite el desplazamiento vertical; mientras que, la caja reductora de corona y tornillo sin fin accionada por un servomotor DC permite el desplazamiento angular. Estos mecanismos son soportados por una estructura principal, la cual también soporta un tablero eléctrico. Por otro lado, la información referente al ensayo, tal como la posición, velocidad angular o las fuerzas de reacción del piso, es captada por dos sensores inerciales IMU y una plataforma de fuerza. Un microcontrolador es el encargado de realizar el control de los motores, así como de recibir la información proporcionada por los sensores, en conjunto con la interfaz de usuario, la cual es una laptop en la que se muestra la información referente al ensayo en tiempo real.
- Con este diseño conceptual se logra resolver la problemática planteada al inicio suprimiendo la necesidad de un usuario y evaluando mediante sensores la funcionalidad de la prótesis. Asimismo, se cuenta con una base para iniciar con los diseños mecánico y electrónico del módulo de ensayos.
- En este diseño conceptual, se logran cubrir los requerimientos de función principal, alimentación, materia, señales, seguridad, así como un diseño modular que facilite el ensamblado y transporte de la máquina.

- Se utilizó una caminadora en el diseño de los conceptos de solución debido a que permite emular un movimiento muy similar a la marcha humana restringiendo el eje vertical. Asimismo, esta restricción de movimiento se debe a la considerable mayor demanda de espacio de emular una marcha humana normal.
- Los conceptos de solución están basados en ciertas características de los módulos de ensayo del estado del arte tales como estructura o ciertos componentes utilizados debido a su practicidad, precisión y aprovechamiento de espacio.
- El concepto de solución óptimo se diferencia de los otros módulos desarrollados en que está adaptado para condiciones más exigentes debido a la posibilidad de variación de superficies, la cual a conocimiento del autor no ha sido plenamente desarrollada sino planteada como meta futura.
- El accionamiento con motores DC es ideal para lograr una gran precisión en los desplazamientos de la prótesis. No obstante, en conjunto con ello es necesario un microcontrolador capaz de procesar de forma rápida la información para suavizar estos desplazamientos.

BIBLIOGRAFÍA

Agudelo, A., Briñez, T., Guarín, V., Ruiz, J., & Zapata, M. (2013). Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. *CES Movimiento y Salud*, 1, 29-43.

Au, S., & Herr, H. (2008). Powered ankle-foot prosthesis. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 15(3), 52–59.

<https://doi.org/10.1109/MRA.2008.927697>

Bergelin, B. J., Mattos, J. O., Wells, J. G., Jr, & Voglewede, P. A. (2010). Concept Through Preliminary Bench Testing of a Powered Lower Limb Prosthetic Device. *Journal of mechanisms and robotics*, 2(4), 41005–41013.

<https://doi.org/10.1115/1.4002205>

Cao, W., Yu, H., Chen, W., Meng, Q., & Chen, C. (2019). Design and Evaluation of a Novel Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee. *IEEE Access*, 7, 178553-178562.

<https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2957823>

Cerda, A. (2010). Evaluación del paciente con trastorno de la marcha. *Revista Hospital Clínico Universidad de Chile*, 21(4), 326–36. Recuperado de http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/124202/evaluacion_paciente_con_trastorno_marcha.pdf?sequence=1&isAllowed=y

Chockalingam, N., Healy, A., & Needham, R. (2016). Interpreting Ground Reaction Forces in Gait. *Handbook of Human Motion*, 1–15.

https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_31-1

Delgado, J. (2017). *Diseño De Prótesis Robótica Para Miembros Inferiores Con Tecnología Arduino Monitoreadas Mediante Conexión Bluetooth Desde Una Pc* (Tesis de pregrado). Universidad Nacional del Altiplano, Puno, Perú.

Ficanha, E. (2013). *Ankle impedance and ankle angles during step turn and straight walk: Implications for the design of a steerable ankle-foot prosthetic robot* (Informe de maestría). Michigan Technological University, Michigan, Estados Unidos.

González, P. (2017). *Análisis biomecánico del ciclo de marcha mediante un modelo analítico de dinámica inversa en pacientes con alteración del equilibrio sagital del raquis* (Tesis doctoral). Universidad Autónoma de Barcelona, Barcelona, España.

Gutiérrez, W. (2017). *Diseño y simulación de prótesis de pie* (Tesis de pregrado). Universidad Piloto de Colombia, Bogotá, Colombia.

Hernández-Castillo, A., Álvarez-Camacho, M., & Sánchez- Arévalo, F.M. (2013). Protocolo para el análisis funcional de prótesis para pacientes con amputación parcial de pie. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 34(1), 97-107. Recuperado de http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322013000100007

Herrero, A. (2017). *Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud* (Tesis doctoral). Universidad Internacional de Cataluña, Barcelona, España.

IETSI (2018). Reporte de Evidencias N°4. Recomendaciones para la prescripción de prótesis de miembro inferior. Recuperado de http://www.essalud.gob.pe/ietsi/pdfs/guias/RE_Prescripcion_de_Protesis_Final.pdf

Instituto Nacional de Rehabilitación (2019). Estadística. Recuperado de <http://www.inr.gob.pe/home/pages/verPagina/45>

Lay, A., Hass, C., & Gregor, R. (2006). The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1621–1628.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.005>

Liu, M., Zhang, F., & Huang, H. (2020). An Adaptive Classification Strategy for Reliable Locomotion Mode Recognition. *Sensors* 2017, 17(9).

<https://doi.org/10.3390/s17092020>

Maceira, E. (2003). Análisis cinemático y cinético de la marcha humana. *Revista del pie y tobillo*, 17(1).

Recuperado de <https://fondoscience.com/sites/default/files/articles/pdf/rpt.1701.fs031008-analisis-cinematico-cinetico-marcha-humana.pdf>

Madusanka, D., Wijayasingha, L., Sanjeevan, K., Ahamed, M., Edirisooriya, J., & Gopura, R. (2014). A 3 DOF Transtibial Robotic Prosthetic Limb. *7th International Conference on Information and Automation for Sustainability*, 1-6.

<https://doi.org/10.1109/ICIAFS.2014.7069617>

Martín, A., Calvo, J., Orejuela, J., Barbero, F., & Sánchez, C. (1999). Fases de la marcha humana. *Revista iberoamericana de fisioterapia y kinesiología*, 2(1), 44-49. Recuperado de

<https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fases-marcha-humana-13012714>

Medina, S. (2017). *Diseño mecánico de una prótesis activa transfemoral* (Tesis de maestría). Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, Perú.

National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering de los Estados Unidos (2010). Piernas Robóticas Motorizadas – Saltando Hacia el Futuro. Recuperado de <https://www.nibib.nih.gov/espanol/ciencia-highlights/piernas-rob%C3%B3ticas-motorizadas-%E2%80%93-saltando-hacia-el-futuro>

Olivares, A., Broche, L., Díaz, C., Garlobo, L. & Sagaró, R. (2011). Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, 25(2), 102-116. Recuperado de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-215X2011000200001

Protopapadaki, A., Drechsler, W. I., Cramp, M. C., Coutts, F. J., & Scott, O. M. (2007). Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*, 22(2), 203–210. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.09.010>

Richter, H., Simon, D., Smith, W., & Samorezov, S. (2015). Dynamic modeling, parameter estimation and control of a leg prosthesis test robot. *Applied Mathematical Modelling*, 39, 559-573. <https://doi.org/10.1016/j.apm.2014.06.006>

Salazar, C. & Abarca, V. (2019). Design Of A Mechanism For A Robotic Transtibial Prosthesis. *International Journal of Scientific & Technology Research*, 8(9), 1416-1422. Recuperado de <http://www.ijstr.org/final-print/sep2019/Design-Of-A-Mechanism-For-A-Robotic-Transtibial-Prosthesis.pdf>

SaluDigital (2019). Una prótesis similar a un trípode permite caminar en terrenos difíciles con más seguridad. Recuperado de https://www.consalud.es/saludigital/163/una-protesis-similar-a-un-tripode-permite-caminar-en-terrenos-dificiles-con-mas-seguridad_64981_102.html

Smith, C. (2013). Anatomy and Physiology: Anatomical Planes and Cavities. Recuperado de <https://www.visiblebody.com/blog/anatomy-and-physiology-anatomical-planes-and-cavities>

Viladot, A. (2003). Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Revista Española de Reumatología*, 30(9), 469-477. Recuperado de <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-reumatologia-29-pdf-13055077>

Voloshina, A. S., Kuo, A. D., Daley, M. A., & Ferris, D. P. (2013). Biomechanics and energetics of walking on uneven terrain. *The Journal of experimental biology*, 216(21), 3963–3970.

<https://doi.org/10.1242/jeb.081711>

Zhu, J., Wang, Q., & Wang, L. (2010). PANTOE 1: Biomechanical design of powered ankle-foot prosthesis with compliant joints and segmented foot. *2010 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 31-36.

<https://doi.org/10.1109/AIM.2010.5695879>