



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO**



Facultad de Ingeniería
Maestría en Ciencias de la Ingeniería

**TOBEXER: EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN Y
POTENCIACIÓN DE TOBILLO**

TESIS
Que para obtener el grado de:
Maestra en Ciencias de la Ingeniería

Presenta:
LBIM. Nancy Yañes Martínez

Tutor Académico: **Dr. Luis Adrián Zúñiga Avilés**
Co-Tutor Académico: **Dra. Adriana H. Vilchis González**
Dr. Giorgio Mackenzie Cruz Martínez

Toluca, México

05 de enero del 2023

RESUMEN

El siguiente trabajo expone como el tobillo es una parte esencial en la locomoción humana, debido a que en la fase final de la misma carga de 5 a 7 veces el peso corporal. Por lo que, está sujeto a sufrir diversas lesiones, que pueden ir desde un simple tropiezo hasta una fractura, y la rehabilitación no garantiza que el ligamento vuelva a tener sus propiedades biológicas y mecánicas, que tenía antes de producirse la lesión. Además, los mecanismos de lesión tienden a afectar los mismos ligamentos y tendones, por lo que la reincidencia es alta. Tomando en cuenta lo anterior, esta tesis propone el diseño de un exoesqueleto de tobillo, que este conformado por dos módulos principales; en donde el primer módulo apoya a la potenciación de la marcha y el segundo módulo busca complementar la rehabilitación en estado estacionario, todo esto con la finalidad de apoyar al proceso de rehabilitación en todas sus fases.

Con la finalidad de obtener un diseño con un índice de DFA superior al 60%, se siguió una metodología, que está dividida en tres etapas principales: estado del arte y de la técnica, requerimientos del usuario y diseño de un modelo físico experimental. Este proceso dio como resultado que el diseño de TOBEXER, logrará alcanzar un índice de DFA para el potenciador del 83.33% y para el rehabilitador un índice de DFA del 78.688%, por lo que, los diseños que se lograron a lo largo del proyecto consolidaron un camino para el refinamiento del diseño final de TOBEXER, así como el cumplimiento de los objetivos planteados, dejando esta tesis como precedente para un trabajo futuro.

ÍNDICE

1. Capítulo 1: Introducción	8
1.1 Planteamiento del problema	8
1.2 Justificación.....	10
1.3 Hipótesis	11
1.4 Objetivo	11
1.4.1 Objetivos específicos.....	11
1.5 Alcances y limitaciones	12
1.5.1 Alcances	12
1.5.2 Limitación.....	12
2. Capítulo 2: Marco teórico	13
2.1. Anatomía del tobillo	13
2.2 Biomecánica del tobillo	17
2.3 Goniometría del tobillo	19
2.4 Función del tobillo en la marcha	23
2.5. Lesiones más frecuentes en el tobillo	25
2.6. Métodos comunes para la rehabilitación de tobillo.....	28
2.7. Exoesqueleto.....	29
2.7.1 Tipos de exoesqueleto.....	29
2.8 Diseño centrado en el ensamble (<i>Design For Assembly</i>).....	31
2.9 Nivel de madurez tecnológica (<i>Technology Readiness Levels</i>).....	32
2.10 Quality Function Deployment (QFD)	33
3. Capítulo 3: Estado del Arte	36
3.1 Análisis cuantitativo	36
3.2 Análisis patentométrico	42
4. Capítulo 4: Metodología de TOBEXER	48
4.1 Metodología del diseño	48
4.2 Concepto de diseño de TOBEXER.....	50
4.3 Métricas del sujeto X	63
4.4 Potenciador	64
4.5 Rehabilitador	77
5. Capítulo 5. Resultados	85
6. Capítulo 6: Discusión de Resultados.....	90
7. Capítulo 7. Conclusiones y trabajo futuro	92
Referencias	93

LISTA DE TABLAS

TABLA 1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN PARA REFINAR LA BÚSQUEDA LITERARIA.....	36
TABLA 2 EXOESQUELETOS PARA LA POTENCIACIÓN Y/O REHABILITACIÓN DEL TOBILLO PRIMERA PARTE.	39
TABLA 3 EXOESQUELETOS PARA LA POTENCIACIÓN Y/O REHABILITACIÓN DEL TOBILLO SEGUNDA PARTE.	40
TABLA 4 EXOESQUELETOS PARA LA POTENCIACIÓN Y/O REHABILITACIÓN DEL TOBILLO TERCERA PARTE.	41
TABLA 5 RESULTADOS DE LA BÚSQUEDA DE PATENTES EN DIFERENTES BASES DE DATOS.....	43
TABLA 6 COMPARACIÓN DE EXOESQUELETOS CON BASE EN LOS REQUERIMIENTOS TÉCNICOS (PARTE 1).....	52
TABLA 7 COMPARACIÓN DE EXOESQUELETOS CON BASE EN LOS REQUERIMIENTOS TÉCNICOS (PARTE 2).....	53
TABLA 8 COMPARACIÓN DE EXOESQUELETOS CON BASE EN LOS REQUERIMIENTOS TÉCNICOS (PARTE 3).....	54
TABLA 9 COMPARACIÓN DE EXOESQUELETOS CON BASE EN LOS REQUERIMIENTOS TÉCNICOS (PARTE 4).....	55
TABLA 10 COMPARACIÓN DE EXOESQUELETOS CON BASE EN LOS REQUERIMIENTOS TÉCNICOS (PARTE 5).....	56
TABLA 11 COMPARACIÓN DE EXOESQUELETOS CON BASE EN LOS REQUERIMIENTOS TÉCNICOS (PARTE 6).....	57
TABLA 12 COMPARACIÓN DE EXOESQUELETOS CON BASE EN LOS REQUERIMIENTOS TÉCNICOS (PARTE 7).....	58
TABLA 13 MUESTRA LOS OBJETIVOS PLANTEADOS PARA LOS COMOS, ASÍ COMO SU DIFICULTAD, EL POR QUÉ ESTA DIFICULTAD Y SU IMPORTANCIA RELATIVA.....	61
TABLA 14 MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE UNA POBLACIÓN FEMENINA DE 18 A 65 AÑOS (ÁVILA CHAURAND, PRADO LEÓN, & GONZÁLEZ MUÑOZ, 2007), COMPARÁNDOLAS CON LAS MEDIDAS DEL SUJETO.	63
TABLA 15 SE MUESTRAN LAS PARTE DEL EXOESQUELETO DE TOBILLO PARA LA POTENCIACIÓN, EL TIPO DE PIEZA, EL TIPO DE ENSAMBLE Y LA CANTIDAD DE PIEZAS DE ESE TIPO.....	66
TABLA 16 MUESTRA LAS PARTE DEL EXOESQUELETO DE TOBILLO PARA LA POTENCIACIÓN, EL TIPO DE PIEZA, EL TIPO DE ENSAMBLE Y LA CANTIDAD DE PIEZAS DEL MISMO TIPO.....	68
TABLA 17 MUESTRA LAS PARTES DEL EXOESQUELETO DE TOBILLO PARA LA POTENCIACIÓN, EL TIPO DE PIEZA, EL TIPO DE ENSAMBLE Y LA CANTIDAD DE PIEZAS DEL MISMO TIPO.....	85
TABLA 18 MUESTRA LAS PARTES DEL EXOESQUELETO DE TOBILLO PARA LA REHABILITACIÓN, EL TIPO DE PIEZA, EL TIPO DE ENSAMBLE Y LA CANTIDAD DE PIEZAS DEL MISMO TIPO.	86
TABLA 19 OBJETIVOS ESTABLECIDOS POR EL ANÁLISIS CIENCIOMÉTRICO EN CONTRASTE CON LOS OBJETIVOS ALCANZADOS CON EL DISEÑO FINAL; DONDE P SE REFIERE AL POTENCIADOR Y R AL REHABILITADOR.	87

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 REPRESENTACIÓN DE LOS PLANOS DE SECCIÓN, EJES ORTOGONALES Y DIRECCIONES (PRÓ, 2012).....	13
FIGURA 2 EN LA IMAGEN A) SE OBSERVA EL MOVIMIENTO DE DORSIFLEXIÓN (FLEXIÓN DORSAL) Y EN LA IMAGEN B) SE APRECIA EL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN PLANTAR (HOPPENFELD, 1999).....	14
FIGURA 3 EN LA IMAGEN A) SE OBSERVA EL MOVIMIENTO DE INVERSIÓN Y EN LA IMAGEN B) SE OBSERVAR EL MOVIMIENTO DE EVERSIÓN (HOPPENFELD, 1999).	14
FIGURA 4 HUESOS QUE CONFORMAN LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO (DELÉTRE, 2012).....	15
FIGURA 5 IMAGEN QUE REPRESENTA LOS LIGAMENTOS COLATERALES MEDIALES O TAMBIÉN CONOCIDOS COMO TIBIALES (ZARAGOZA-VELASCO & FERNÁNDEZ-TAPIA, 2013).....	15
FIGURA 6 IMAGEN QUE REPRESENTA A LOS LIGAMENTOS LATERALES O PERONEOS Y LOS TIBIOPERONEOS (ZARAGOZA-VELASCO & FERNÁNDEZ-TAPIA, 2013).	16
FIGURA 7 IMAGEN QUE REPRESENTA A LOS LIGAMENTOS DEL SENO DEL TARSO (ZARAGOZA-VELASCO & FERNÁNDEZ-TAPIA, 2013).....	16
FIGURA 8 IMAGEN QUE MUESTRA LOS TENDONES FLEXORES Y EXTENSORES DEL TOBILLO (PRÓ, 2012)	17
FIGURA 9 MUESTRA LOS MÚSCULOS DEL TOBILLO (MARTIN, 2013)	17
FIGURA 10 MOVIMIENTO EN RELACIÓN DE TIBIA/ANTEPIÉ (SÁNCHEZ HERNÁNDEZ, DE LOERA RODRÍGUEZ, COBAR BUSTAMENTE, & MARTÍN OLIVA, 2016).	19
FIGURA 11 EJEMPLO DE LA MEDIDA ENTRE LOS EJES LONGITUDINALES DEL PRIMER METACARPANO (A) Y DE LA PRIMERA FALANGE (B) DEL PULGAR, EN DONDE QUE SE DETERMINA 50° A NIVEL DE LA ARTICULACIÓN METACARPOLFALÁNGICA (TABOADELA, 2007).....	20
FIGURA 12 PARTES DE UN GONIÓMETRO UNIVERSAL (GIOMETRO, S.F.).....	20
FIGURA 13 EJEMPLO DE LA MEDICIÓN DE LA FLEXIÓN PLANTAR DEL TOBILLO IZQUIERDO A PARTIR DE LA POSICIÓN DEL PACIENTE EN DECÚBITO DORSAL (TABOADELA, 2007).	21
FIGURA 14 EJEMPLO DE LA MEDICIÓN DE LA EXTENSIÓN (FLEXIÓN DORSAL) DE TOBILLO DERECHO A PARTIR DEL PACIENTE EN POSICIÓN DE DECÚBITO VENTRAL CON LA RODILLA FLEXIONADA EN 90°.	21
FIGURA 15 EJEMPLO DE LA MEDICIÓN DE LA INVERSIÓN SUBASTRAGALINA DEL PACIENTE EN DECÚBITO VENTRAL CON LOS PIES FUERA DE LA CAMILLA (TABOADELA, 2007).	22
FIGURA 16 EJEMPLO DE LA MEDICIÓN DE LA EVERSIÓN SUBASTRAGALINA, DONDE EL PACIENTE SE ENCUENTRA EN DECÚBITO VENTRAL CON LOS PIES FUERA DE LA CAMILLA (TABOADELA, 2007)....	22
FIGURA 17 FASES DEL CICLO DE LA MARCHA (YÁÑEZ ARIAS, 2018).	23
FIGURA 18 ESTUDIO CINEMÁTICO DEL TOBILLO LOS TRES MOMENTOS DE LA FASE DE APOYO SIMPLE (DONATELLI, 1985).....	24
FIGURA 19 ESTUDIO CINEMÁTICO DEL TOBILLO LOS ÚLTIMOS MOMENTOS DE LA FASE DE APOYO DOBLE (DONATELLI, 1985).	25
FIGURA 20 TIPOS DE ESGUINCE (MARTÍNEZ SAN JUAN & NUEVO GONZÁLEZ, 2010).	26
FIGURA 21 CLASIFICACIÓN DE FRACTURAS DE DANIS-WEBER (EKMAN & BRAUER, 2013)	27
FIGURA 22 CLASIFICACIÓN DE EXOSQUELETOS: A) EJEMPLO DE EXOSQUELETO DE EXTREMIDADES INFERIORES (CYBERDYNE, 2011), B) EJEMPLO DE EXOSQUELETOS DE EXTREMIDADES SUPERIORES (BIONICS, 2020), EJEMPLOS DE EXOSQUELETOS DE OTROS SISTEMAS: C) EXOSQUELETO DE MANO (MELBOURNE, 2018) Y D) EXOSQUELETO DE CUERPO COMPLETO (JIMÉNEZ, 2019).....	29
FIGURA 23 MUESTRA LA INTERACCIÓN ENTRE LOS NIVELES DE MADUREZ EN MANUFACTURA (MRL), LOS NIVELES DE MADUREZ TECNOLÓGICA (TRL) Y LOS NIVELES DE INVERSIÓN TECNOLÓGICA (IRL) (ZÚÑIGA AVILÉS , 2018).....	33
FIGURA 24 CASA DE LA CALIDAD (HQD) (OLAYA ESCOBAR, CORTÉS RODRÍGUEZ, & DUARTE VELASCO, 2005).	34
FIGURA 25 DIAGRAMA DE FLUJO DEL ANÁLISIS DE PATENTES	43
FIGURA 26 BLOQUE PARA GRAFICAR LAS PATENTES	44

FIGURA 27 AÑOS EN LOS QUE SE HAN REGISTRADO PATENTES DE EXOESQUELETOS DE TOBILLO	45
FIGURA 28 PAÍSES EN LOS QUE SE HAN REGISTRADO PATENTES DE EXOESQUELETOS DE TOBILLO.	46
FIGURA 29 CLASIFICACIÓN INTERNACIONAL DE PATENTES QUE SE HA OTORGADO A LOS EXOESQUELETOS.....	47
FIGURA 30 CLASIFICACIÓN COOPERATIVA DE PATENTES QUE SE HA OTORGADO A LOS EXOESQUELETOS	47
FIGURA 31 METODOLOGÍA PARA EL DISEÑO DE TOBEXER.....	50
FIGURA 32 CORRELACIÓN ENTRE LOS CÓMOS.	60
FIGURA 33 QFD CON EL OBJETIVO DE DETERMINAR LOS REQUERIMIENTOS FUNCIONALES CON RESPECTO A LOS REQUERIMIENTOS DEL CLIENTE.....	62
FIGURA 34 EN EL INCISO A) SE MUESTRA LA PERSPECTIVA FRONTAL DEL MODELO EN MAYA, EN EL INCISO B) SE MUESTRA LA VISTA SUPERIOR DEL MODELO Y EN EL INCISO C) MUESTRA LA VISTA LATERAL DEL MODELO.	63
FIGURA 35 EN LA PRIMERA LÍNEA SE OBSERVA EL INCISO A) SE MUESTRA EL PRIMER MODELO CONCEPTUAL DEL POTENCIADOR, EL INCISO B) SE OBSERVA LA SEGUNDA PROPUESTA DEL MODELO CONCEPTUAL DE POTENCIADOR, POR OTRA PARTE, EN LA SEGUNDA FILA SE MUESTRA EL INCISO A) DE LA PRIMERA BASE DEL MODELO CONCEPTUAL DEL REHABILITADOR Y EN EL INCISO B) DE LA SEGUNDA BASE DEL MODELO CONCEPTUAL DEL REHABILITADOR.....	64
FIGURA 36 MUESTRA EL EXPLOSIONADO DE LA PRIMERA DIGITALIZACIÓN DEL PRIMER MODELO CONCEPTUAL.	65
FIGURA 37 EN EL INCISO A) SE PUEDE OBSERVAR LA VISTA FRONTAL DEL EXOESQUELETO POTENCIADOR, EN EL INCISO B) SE PUEDE OBSERVAR LA VISTA LATERAL DEL EXOESQUELETO Y EN EL INCISO C) SE PUEDE OBSERVAR LA VISTA TRASERA DEL EXOESQUELETO.	65
FIGURA 38 MODELO DEL MÓDULO DE POTENCIADOR DE TOBEXER, EN SOLIDWORKS.	67
FIGURA 39 POSICIONES QUE TIENE QUE HACER EL EXOESQUELETO DURANTE LA MARCHA.	69
FIGURA 40 VERSIÓN DE LA SUELA CON LA ARTICULACIÓN EN EL ANTEPIÉ.	70
FIGURA 41 VERSIÓN FINAL DE LA SUELA DEL POTENCIADOR.....	70
FIGURA 42 VERSIÓN DEL MÓDULO DE POTENCIACIÓN DEL TOBILLO CON MOVIMIENTO RECTO.....	71
FIGURA 43 VERSIÓN FINAL DEL POTENCIADOR DE LA MARCHA.	71
FIGURA 44 BASE DEL VÁSTAGO DEL ACTUADOR QUE APOYA AL TENDÓN DE AQUILES.....	72
FIGURA 45 MUESTRA LA MODIFICACIÓN EN LA SUELA PARA PERMITIR EL MOVIMIENTO ROTACIONAL DEL TOBILLO.	72
FIGURA 46 MUESTRA EL ANÁLISIS TRIGONOMÉTRICO DE LA POSICIÓN BASE DEL POTENCIADOR.	74
FIGURA 47 MUESTRA EL ANÁLISIS TRIGONOMÉTRICO DE LA POSICIÓN INICIAL DEL POTENCIADOR.....	76
FIGURA 48 MUESTRA EL ANÁLISIS TRIGONOMÉTRICO DE LA POSICIÓN FINAL DEL POTENCIADOR.....	77
FIGURA 49 SECCIÓN DEL MÓDULO DE REHABILITACIÓN DE TOBEXER PARA LOS MOVIMIENTOS DE DORSIFLEXIÓN Y FLEXIÓN PLANTAR.	78
FIGURA 50 MUESTRA LA MODIFICACIÓN DE LA BASE PIE PARA ACOPLAR LAS NUEVAS PARTES DE LA SUELA DEL POTENCIADOR.	79
FIGURA 51 POSICIÓN DE HOME DEL MÓDULO DE REHABILITACIÓN.	79
FIGURA 52 POSICIÓN DE DORSIFLEXIÓN DEL MÓDULO DE REHABILITACIÓN.	80
FIGURA 53 POSICIÓN DE FLEXIÓN PLANTAR DEL MÓDULO DE REHABILITACIÓN.	81
FIGURA 54 MECANISMO PARA ABDUCCIÓN Y ADUCCIÓN EN EL REHABILITADOR.	82
FIGURA 55 MUESTRA LA ADAPTACIÓN DEL MECANISMO PARA LA FLEXIÓN PLANTAR Y LA FLEXIÓN DORSAL DEL REHABILITADOR.	84
FIGURA 56 VERSIÓN DEL REHABILITADOR FINAL.....	84
FIGURA 57 ESQUEMA DEL SISTEMA QUE CONFORMARA EL POTENCIADOR.	88
FIGURA 58 ESQUEMA DEL SISTEMA QUE CONFORMARA EL REHABILITADOR, EL CUAL ESTÁ CONFORMADO POR EL POTENCIADOR QUE SE APRECIA EN COLOR VERDE, MÁS LAS ESTRUCTURAS PROPIAS DEL REHABILITADOR.	89

LISTA DE ACRÓNIMOS

DFA	Design for Asembly (Diseño centrado en el ensamble).
TOBEXER	Exoesqueleto de tobillo para potenciación y rehabilitación.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
QFD	Quality Function Deployment (Casa de la calidad).
TRL	Technology Readiness Levels (Niveles de madurez tecnológica).
AO	Asociación para el estudio osteosíntesis.
AAOS	Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos.
SEA	Actuador elástico en serie.
EMG	Electromiografía.
ABET	Accreditation Board for Engineering and Technology.
DOF	Degree of Freedom (Grados de libertad).
PAM	Pneumatic Artificial Muscle (Músculos artificiales neumáticos).
DC	Direct Current (Corriente directa).
N	Newton.
m	metro.
mm	milímetro.
s	segundo.
kg	kilogramos.
CPC	Clasificación Cooperativa de Patentes.
IPC	Clasificación Internación de Patentes.
EPO	Oficina de patentes Europea.
ROM	Rango de movimiento,
GUI	Graphical User Interface (Interfaz gráfica de usuario)

1. Capítulo 1: Introducción

El tobillo es una de las articulaciones más importantes en la fase final de la marcha, debido a que carga de 5 a 7 veces el peso corporal, siendo una articulación de tipo bisagra, lo que permite tener más de un grado de libertad, por tanto su estudio nos permite entender de una mejor forma la locomoción humana.

Además el tobillo es una de las articulaciones, que sufre más lesiones, siendo una de las tres fracturas más comunes en el cuerpo (Wikstrom, Hubbard-Turner, & Mckeeon, 2013). Por lo anterior, esta tesis plantea el desarrollo de un exoesqueleto, que lleva por nombre TOBEXER(Exoesqueleto de tobillo para potenciación y rehabilitación), el cual está conformado por dos módulos, uno de potenciación en la marcha y otro de rehabilitación; que tiene como propósito apoyar al paciente tanto en su vida diaria, como en la rehabilitación de tobillo. Por lo que esta tesis fue dividida en siete capítulos.

En el capítulo uno, abarca la importancia del tobillo en la marcha, plantea la pregunta de investigación, además de exponer el contexto en el que se desarrolla, siguiendo con el planteamiento de objetivos, alcances y limitaciones.

En el capítulo dos, se encuentran todas las herramientas necesarias, para entender el proyecto de investigación; empezando por la anatomía del tobillo, la biomecánica, la goniometría y siguiendo con las lesiones más frecuentes en esta articulación, para continuar con los métodos actuales para su recuperación. También se aborda el tema de los exoesqueletos, el diseño centrado en el ensamble, los niveles de maduración tecnológica y la casa de la calidad.

En el capítulo tres; se presenta el análisis cuantitativo y patentométrico, en donde se evalúan artículos y patentes que tengan relación con TOBEXER.

En el capítulo cuatro; se desglosa la metodología que se llevó a cabo para el diseño de TOBEXER, iniciando por su concepto hasta la generación de los módulos, pasando por todo el proceso que llevó hasta el diseño final, así como los análisis trigonométricos que se realizaron.

En el capítulo cinco, se presentan los resultados, así como la evaluación de los diseños finales mediante el índice de DFA; mientras que en el capítulo seis; se plantean los aciertos y las complicaciones que se tuvo en el desarrollo de TOBEXER como diseño.

Por último en el capítulo siete; se establece la conclusión del diseño de TOBEXER, así como el trabajo que se pretende realizar en un futuro.

1.1 Planteamiento del problema

El estilo de vida tan dinámico que vivimos, nos enfrenta a diversas situaciones, las cuales nos llevan a sufrir diversas lesiones, que varían de simples raspones a torceduras, esguinces y en casos más severos a fracturas; que se pueden presentar por realizar algún deporte, o al movilizarnos de forma abrupta por escaleras, o al cambiar rápidamente de un estado sedentario a alguna actividad que represente algún esfuerzo

considerable; siendo el tobillo uno de las partes del cuerpo más afectadas y según la OMS seis de cada diez fracturas en el miembro inferior, son fracturas en el tobillo (Alvarez Gutiérrez , 2018); además de ser considerada una de las tres fracturas más comunes en el cuerpo (Wikstrom, Hubbard-Turner, & Mckeon, 2013).

La importancia del tobillo en la locomoción humana se encuentra en la fase final del ciclo de la marcha, debido a que en esta fase el tobillo soporta de 5 a 7 veces el peso corporal (Sous Sánchez J. O., Navarro Navarro, Brito Ojeda, & Ruiz Caballero , 2011); trasladando esto a un movimiento más rápido como es correr, las fuerzas de impacto contra el suelo se elevan, provocando la pérdida de energía durante el movimiento y esto conduce a diversas lesiones (Pámies-Vila, Font-Llagunes, & Kövecses, 2014). En donde a nivel mundial, se presentan cerca de 75,000 hospitalizaciones por fracturas de tobillo, de las cuales un poco más de la mitad se debieron a caídas (Miranda García, 2016); y en el caso del deporte el tobillo es la zona más frecuente de lesiones, en particular el esguince, ya que representa el 12% de todas las lesiones para las que acuden a los Servicios de Urgencias Hospitalarias (Garrido Chamorro, González Lorenzo , Garnés Ros , Pérez San Roque, & Llorens Soriano, 2005).

Los mecanismos de lesión del tobillo, tienden a afectar las mismas estructuras, de acuerdo con el estudio que se realizó en el Área de Urgencias Traumatológicas del Hospital General de Alicante (Garrido Chamorro, González Lorenzo , Garnés Ros , Pérez San Roque, & Llorens Soriano, 2005). Por lo anterior, el tratamiento de esta articulación a las diferentes lesiones que se pueden presentar, es trascendental para que el tobillo recupere su función, sin embargo cuando el tobillo sufre un esguince, es muy probable que no alcance las propiedades biológicas y mecánicas del ligamento normal (García Padrón, Hernández Rangel, Larrañaga Morán, & Sánchez Hernández, 2016); por ende la rehabilitación toma un papel fundamental en esta parte del proceso, ya que gracias a diversos métodos como la técnica HICER (Hielo, Compresión, Elevación y Reposo) (Rincón de la Salud , 2011), más movimientos de rehabilitación y fuerza, se pretende apoyar al paciente para que regrese a sus actividades cotidianas.

El proceso de rehabilitación consta de cuatro fases (García Padrón, Hernández Rangel, Larrañaga Morán, & Sánchez Hernández, 2016), de las cuales las dos primeras fases, utilizan cargas tensiles controladas, la marcha electroanalgésica, terapia manual y vendaje funcional, por lo que la recuperación de un esguince de tobillo, puede tomar hasta 52 semanas, sin alcanzar las propiedades biológicas y mecánicas del ligamento normal (García Padrón, Hernández Rangel, Larrañaga Morán, & Sánchez Hernández, 2016).

Por esta razón, en esta tesis se propone la realización de un exoesqueleto modular para tobillo, el cual está conformado por el módulo de potenciación, que se diseñó con la finalidad de ser utilizado en las últimas fases del proceso de rehabilitación, además de que su propósito es la reducción del esfuerzo en la articulación durante la marcha. Por otro lado el módulo de rehabilitación, se establece en las primeras fases del proceso de rehabilitación, porque en este módulo se realizan los movimientos para una rehabilitación pasiva en estado estacionario, ósea que este módulo esta fijo. Basado en lo anterior, se plantea la siguiente pregunta de investigación.

¿Cómo diseñar un exoesqueleto que potencie la función del tobillo en la marcha, y además apoye a la rehabilitación de esta articulación en estado estacionario?

1.2 Justificación

El tobillo es una de las zonas del cuerpo con gran tendencia a lesionarse, ejemplo de esto es que el esguince de tobillo es uno de los principales motivos de consulta en urgencias, ya que alrededor de 10 mil personas al día en el mundo son atendidas por este tipo de lesión (Rotativo, 2020), y 75,000 hospitalizaciones por fracturas de tobillo (Miranda García, 2016), de acuerdo con los datos de la Facultad de Medicina de la UNAM, el 30% de las lesiones deportivas son por esguince de tobillo (ADN40, 2019); esto evidencia que el problema es representativo en nuestro entorno.

Bajo este contexto, es primordial establecer de qué forma está propuesta pueda ayudar a resolver de mejor forma esta situación, y esto es que si se implementa el uso de exoesqueletos para diferentes lesiones de tobillo, la rehabilitación es más controlada, apoyando al paciente a realizar sus actividades cotidianas, debido a que los exoesqueletos de tobillo ayudan a la locomoción humana reduciendo los costos de energía metabólica asociados con el trabajo muscular (Jackson & Collins, 2015); por lo que este dispositivo ayuda al usuario tanto en su vida diaria y en la rehabilitación de tobillo, realizando repeticiones coordinadas y seguras.

Los aportes de esta investigación, son el desarrollo de dispositivos para rehabilitación, los cuales en un futuro se pueden mejorar, además de la obtención de patentes de invención. A diferencia de otros exoesqueletos, TOBEXER es una ortesis con diseño centrado en el usuario y utiliza la metodología de diseño, centrado en el ensamble y la

manufactura, esto da como resultado un dispositivo médico con características ensamble con un índice de DFA superior al 60%.

Este exoesqueleto permite la función de potenciación y de rehabilitación, lo cual apoya al paciente, ya que con TOBEXER podrá reducir el costo metabólico de la articulación del tobillo, además de brindarle soporte, toda vez que el paciente se encuentre capacitado para realizar y soportar la mayoría de su peso corporal. Por otro lado se apoya de forma pasiva a la rehabilitación del tobillo, dependiendo lo indicado por el terapeuta, ya que cada módulo de TOBEXER se integra con respecto a indicaciones, recordando que se busca apoyar al terapeuta.

1.3 Hipótesis

Es posible diseñar un exoesqueleto con un DFA mayor a 60%, que sea capaz de potenciar el movimiento del tobillo durante la marcha y ayudar en la rehabilitación en modo estacionario.

1.4 Objetivo General

Diseñar un exoesqueleto pasivo modular continuo de tobillo, mediante el uso de motores para su movimiento; en donde un módulo logrará el movimiento del miembro inferior y el segundo módulo realizará posiciones para la rehabilitación de tobillo.

1.4.1 Objetivos específicos

- Realizar el estado del arte y de la técnica por medio del uso de bases de datos, para establecer la ruta de acción que han seguido los investigadores en el diseño y fabricación de exoesqueletos.
- Determinar los requerimientos del usuario y parámetros de funcionamiento esperados, por medio de técnicas de conceptualización del diseño (*Quality Function Deployment*).
- Diseñar el modelo físico experimental del exoesqueleto de tobillo, mediante la cinemática directa y su caracterización de operación, además del uso de herramientas de diseño y simulación.

1.5 Alcances y limitaciones

1.5.1 Alcances

- Proponer la cinemática directa de TOBEXER, que describa el funcionamiento del tobillo en la marcha y en la rehabilitación pasiva.
- Diseño de un exoesqueleto potenciador y rehabilitador de tobillo, implementando la metodología propuesta para el exoesqueleto en rehabilitación de tobillo.
- Crear una simulación del modelo físico experimental.
- Lograr un nivel de madurez tecnológica TRL 2.
- Generar figuras de propiedad intelectual (Diseño industrial y/o patente de invención).

1.5.2 Limitación

- No se cuenta con presupuesto para el proyecto.

2. Capítulo 2: Marco teórico

2.1. Anatomía del tobillo

Para poder describir la anatomía del tobillo, primero se debe entender que la anatomía humana “es la ciencia dedicada al estudio de la estructura y forma del cuerpo humano” (Pró, 2012); por lo que, para comprender los movimientos articulares y las posiciones del cuerpo humano, es esencial conocer las referencias espaciales de las descripciones anatómicas, por lo cual se emplean los ejes y planos del cuerpo para seccionarlo. Como se puede observar en la Figura 1; donde se aprecian los planos, los que se dividen en (Pró, 2012): planos coronales (dividiendo el cuerpo en una parte anterior y otra posterior), planos sagitales (dividiendo el cuerpo en parte derecha y otra izquierda), planos horizontales (dividiendo el cuerpo en una parte superior y otra inferior), planos transversales (son planos perpendiculares al eje longitudinal de una estructura) y los planos oblicuos (seccionan partes del cuerpo, pero su orientación no es paralela).

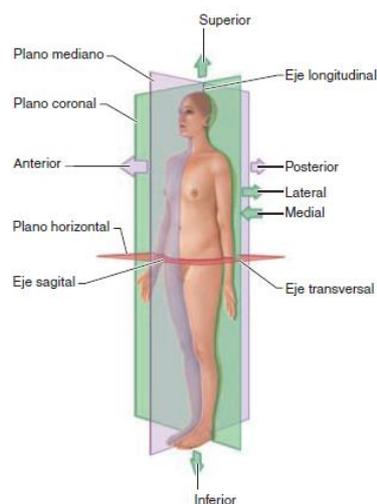


Figura 1 Representación de los planos de sección, ejes ortogonales y direcciones (Pró, 2012).

En lo que se refiere al tobillo, es una articulación en bisagra o troclear (Pontificia Universidad Católica de Chile, Dalmau Pastor, Malagelada, Guelfi, & Vega, 2020), la cual está conformada por cuatro huesos: tibia, peroné, astrágalo y calcáneo; a su vez está dividido en dos grandes articulaciones tibioastragalina y subastragalina, las cuales permiten los movimientos de dorsiflexión (20°), flexión plantar (45°), inversión (45°) y eversión (20°), que se pueden observar en la Figura 2 y Figura 3.

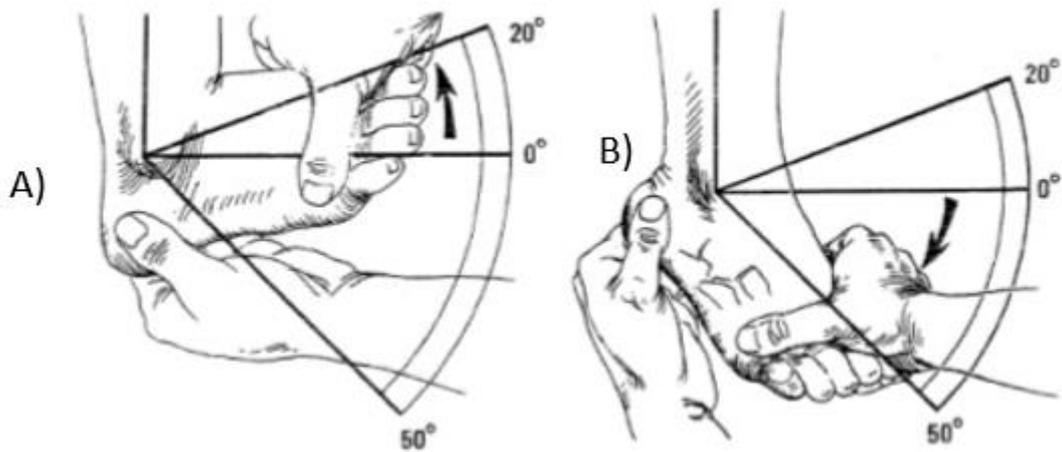


Figura 2 En la imagen A) se observa el movimiento de dorsiflexión (flexión dorsal) y en la imagen B) se aprecia el movimiento de flexión plantar (Hoppenfeld, 1999).

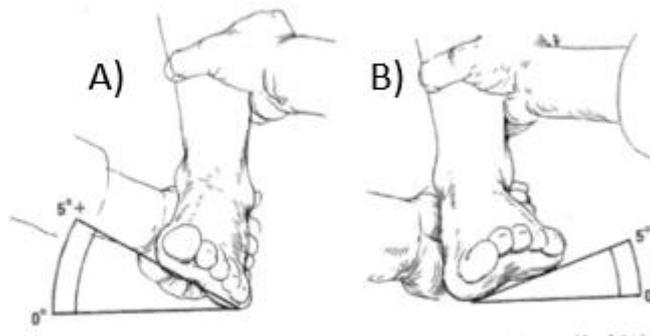


Figura 3 En la imagen A) se observa el movimiento de inversión y en la imagen B) se observar el movimiento de eversión (Hoppenfeld, 1999).

Estas articulaciones están conformadas por la unión de los siguientes huesos, como se muestra en la Figura 4:

- La articulación tibioastragalina es tipo sindesmosis (articulación fibrosa), la cual está formada a partir de la tibia, el peroné y el astrágalo (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013).
- La articulación subastragalina está compuesta por el astrágalo y el calcáneo (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013).

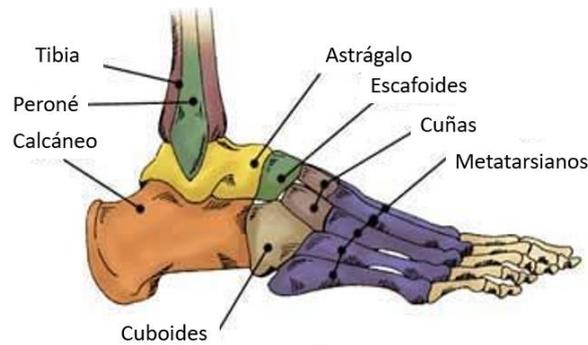


Figura 4 Huesos que conforman la articulación del tobillo (Delêtre, 2012).

Además de estructuras óseas, el tobillo está conformado por ligamentos que son fibras densas de tejido conectivo especializado que unen dos huesos entre sí (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013); los ligamentos del tobillo están divididos en cuatro grupos (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013):

- Colaterales mediales (tibiales), que se muestran en la Figura 5: integran el ligamento deltoideo (complejo ligamentario fuerte compuesto de tres ligamentos superficiales tibioescafoideo (LTE), tibiospring (LTS), tibiocalcáneo (LTC) y uno profundo el tibiaastragalino (LTA))

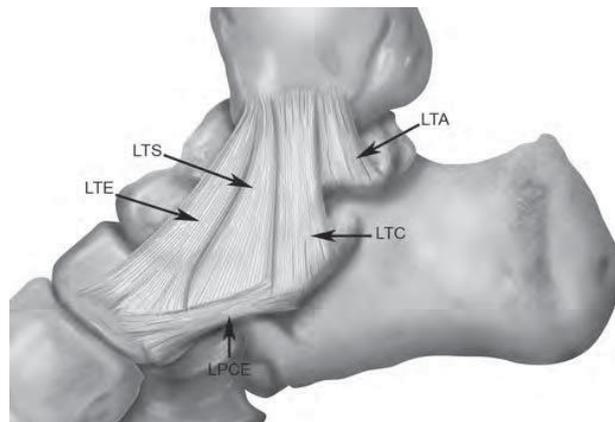


Figura 5 Imagen que representa los ligamentos colaterales mediales o también conocidos como tibiales (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013).

- Laterales (peroneos), como se muestra en la Figura 6: están constituidos por el ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA es el más débil), peroneoastragalino posterior (LPAP es el más fuerte) y el peroneocalcáneo (LPC es extra articular)
- Los tibioperoneos anterior (LTPA) y posterior (LTPP).

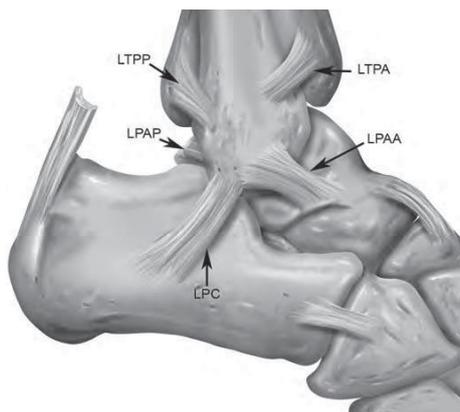


Figura 6 Imagen que representa a los ligamentos laterales o peroneos y los tibioperoneos (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013).

- Los del seno del tarso que corresponden al ligamento astragalocalcáneo y el ligamento cervical, que son extracapsulares, que se muestran en Figura 7.



Figura 7 Imagen que representa a los ligamentos del seno del tarso (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013).

Otra parte fundamental son los tendones, que tienen como función transmitir el movimiento de forma pasiva de un músculo en contracción a un hueso o fascia (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013). El tobillo consta de trece músculos y todos a excepción del tendón de Aquiles, tienen una dirección vertical a nivel del tercio distal de la pierna, que cambia en el pie a horizontal (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013). Los tendones se pueden observar en la Figura 8; en donde se pueden dividir en (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013):

- Flexores: que se dividen en tres compartimientos: medial (tendón tibial posterior, flexor común de los dedos y flexor largo del primer dedo), lateral (peroneo corto y largo) y posterior (tendón de Aquiles).
- Extensores que ocupan el compartimiento anterior, los cuales son: el tendón tibial anterior, el extensor del primer dedo y el extensor común.

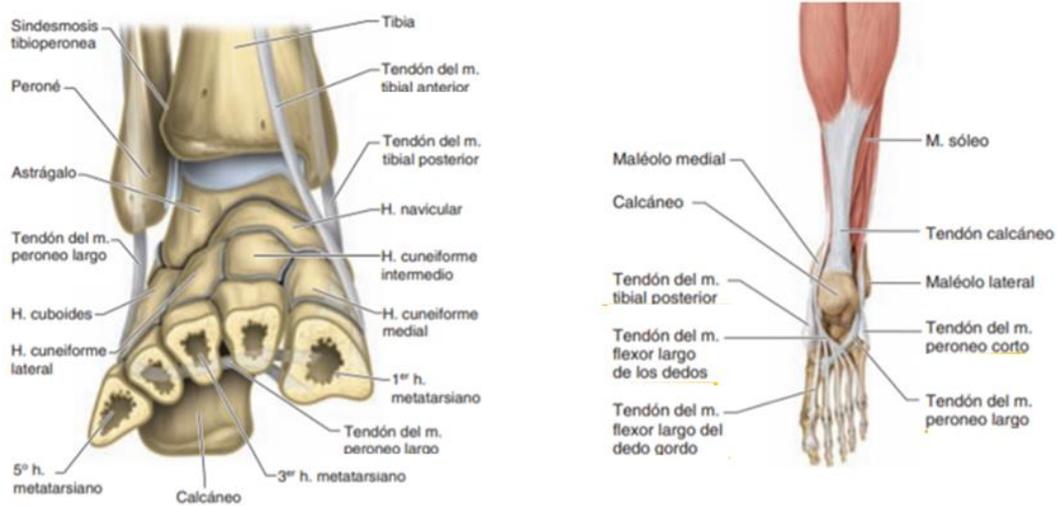


Figura 8 Imagen que muestra los tendones flexores y extensores del tobillo (Pró, 2012)

Por último la división muscular que se muestra en la Figura 9, está dividida en (Zaragoza-Velasco & Fernández-Tapia, 2013):

- Extrínsecos que se localizan en la pierna pero tiran de las estructuras óseas del pie y tobillo, los cuales son responsables de la flexión plantar, flexión dorsal, inversión y eversión, como se muestran en la Figura 3.
- Intrínsecos que están localizados en el pie y realizan los movimientos de los dedos.



Figura 9 Muestra los músculos del tobillo (Martin, 2013)

2.2 Biomecánica del tobillo

El pie está sometido a cargas biomecánicas transmitidas por las estructuras que le componen, lo cual le permite realizar cuatro funciones: soporte, locomoción, percusión

y ataque (Sánchez Hernández, de Loera Rodríguez, Cobar Bustamente, & Martín Oliva, 2016); por otro lado, la movilidad principal de esta articulación es la flexión dorsal y plantar (Pontificia Universidad Católica de Chile, Dalmau Pastor, Malagelada, Guelfi, & Vega, 2020).

La estabilidad del tobillo está ligada estrechamente a su forma, a su ajuste óseo y el control neuromuscular; debido a que en la marcha, los mecanismos neuromusculares del bucle abierto (pre-posicionamiento) y del bucle cerrado (reactivo, posicionamiento y contacto) funcionan conjuntamente con los mecanismos posturales voluntarios, para mantener la correcta alineación en respuesta a las fuerzas de reacción del suelo sobre la articulación (Monteagudo, Martínez de Albornoz, Maceira, & Gutiérrez, 2016). En los distintos movimientos que realiza el tobillo se involucran distintas estructuras, como por ejemplo:

- En la supinación se involucra el primer estabilizador (ligamento colateral-CLL) de la articulación, y cuando se acentúa este movimiento se involucra la porción lateral del músculo interóseo calcáneo-astragalino; después, este movimiento es completado por flexión plantar y se activa el segundo estabilizador (peroneo-astragalino anterior). Por último, este movimiento se acompaña de una rotación externa (Sánchez Hernández, de Loera Rodríguez, Cobar Bustamente, & Martín Oliva, 2016).
- En la flexión plantar el astrágalo lleva a cabo una rotación medial, de forma complementaria, el peroné acompaña a este hueso experimentando un desplazamiento en aducción y una rotación externa (Monteagudo, Martínez de Albornoz, Maceira, & Gutiérrez, 2016); el rango de movimiento rotación es producido en su mayor parte de la posición neutra a la flexión dorsal (Sánchez Hernández, de Loera Rodríguez, Cobar Bustamente, & Martín Oliva, 2016).
- En la flexión dorsal se realiza una rotación lateral del astrágalo (Sánchez Hernández, de Loera Rodríguez, Cobar Bustamente, & Martín Oliva, 2016), en donde la asimetría de la tróclea y del astrágalo origina una fuerza de compresión sobre el peroné, mientras que la sindesmosis permite el acoplamiento elástico de la compresión sobre el peroné; por lo que el peroné experimenta un desplazamiento en abducción, ascenso y rotación interna alrededor de su eje mayor diafisario (Monteagudo, Martínez de Albornoz, Maceira, & Gutiérrez, 2016).
- La pronación del pie se acompaña de una rotación interna de la tibia, y la supinación de la rotación externa (Sánchez Hernández, de Loera Rodríguez,

Cobar Bustamente, & Martín Oliva, 2016), como se puede observar en la Figura 10.

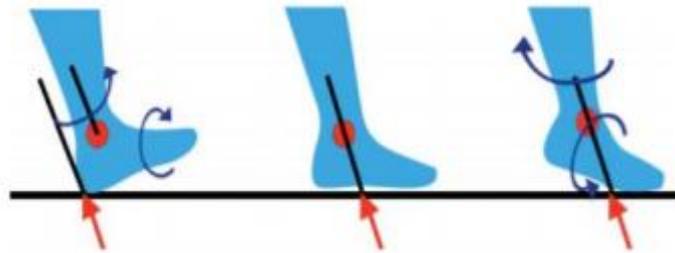


Figura 10 Movimiento en relación de tibia/antepié (Sánchez Hernández, de Loera Rodríguez, Cobar Bustamente, & Martín Oliva, 2016).

Además, se debe considerar que para la movilidad principal del tobillo el eje bimalleolar se sitúa oblicuamente a 82° ($\pm 4^{\circ}$) en el plano coronal; por lo que la flexión dorsal también aumenta la transmisión de cargas a los maléolos, mientras que el peroné transmite aproximadamente el 10%-15% de la carga axial (Pontificia Universidad Católica de Chile, Dalmau Pastor, Malagelada, Guelfi, & Vega, 2020).

Por otra parte, existe una relación cinemática entre la rotación tibial y la inversión/eversión del pie, por lo que el complejo articular tibioperoneoastragalino, es capaz de absorber la energía generada por la rotación tibial alrededor del eje mayor del pie; la cual está influenciada por la cantidad de carga vertical, las posiciones de pie, la integridad ligamentosa, la actividad muscular y las variables individuales (Monteagudo, Martínez de Albornoz, Maceira, & Gutiérrez, 2016).

La movilidad del tobillo se desarrolla principalmente en el plano sagital, donde solo se necesita el 30° del arco de flexoextensión para una marcha estable; cuando el astrágalo presenta una rotación dentro de la mortaja del tobillo, esta articulación se vuelve biplanar; y para que esta articulación se vuelva triplanar, el astrágalo deberá experimentar movimientos de varo-valgo dentro de la mortaja tibioperonea (Monteagudo, Martínez de Albornoz, Maceira, & Gutiérrez, 2016).

2.3 Goniometría del tobillo

La goniometría deriva del griego gonion ('ángulo') y metron ('medición'), lo que quiere decir que es la disciplina encargada de estudiar la medición de los ángulos, por lo que en la medicina se conoce como la técnica de medición de los ángulos, creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones, como se puede observar en Figura 11 (Taboadela, 2007)

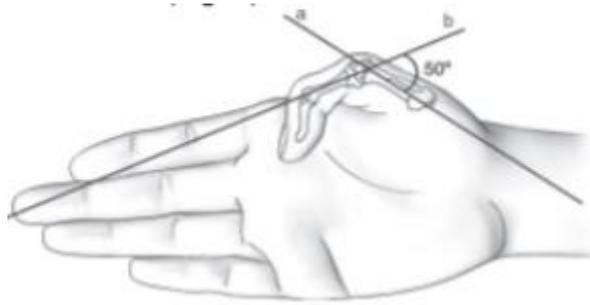


Figura 11 Ejemplo de la medida entre los ejes longitudinales del primer metacarpiano (a) y de la primera falange (b) del pulgar, en donde se determina 50° a nivel de la articulación metacarpofalángica (Taboadela, 2007).

Los objetivos de la goniometría en la medicina son (Taboadela, 2007):

1. Evaluar la posición de una articulación en el espacio.
2. Evaluar el arco de movimiento de una articulación en cada uno de los planos del espacio.

El principal instrumento que se utiliza para medir los ángulos del sistema osteoarticular es el goniómetro (Taboadela, 2007). Este instrumento consta de un cuerpo y dos brazos (o ramas), de los cuales uno es fijo y el otro es móvil; como se puede observar en la Figura 12.

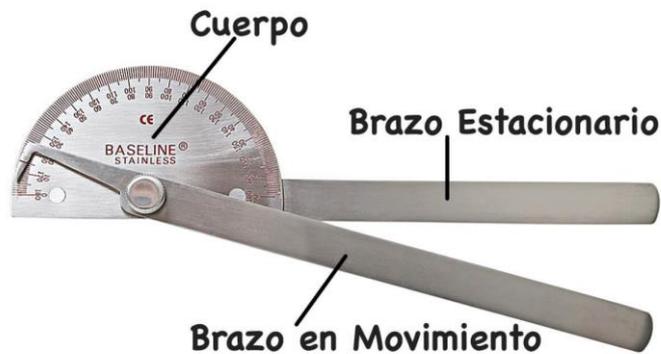


Figura 12 Partes de un goniómetro universal (Giometro, s.f.).

La goniometría del tobillo se divide con respecto a los movimientos que realiza la articulación del tobillo (Taboadela, 2007):

- Flexión (flexión plantar) se puede observar en la Figura 13: el paciente debe estar en posición de decúbito dorsal con la rodilla en 0° y el tobillo en 90°; en esta posición, el goniómetro se alinea su brazo fijo con la línea media longitudinal de la pierna y el brazo móvil se alinea con la línea media longitudinal del quinto metatarsiano. Los valores normales son: 0-50°, de acuerdo con la Asociación

para el Estudio Osteosíntesis (AO) y la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS).

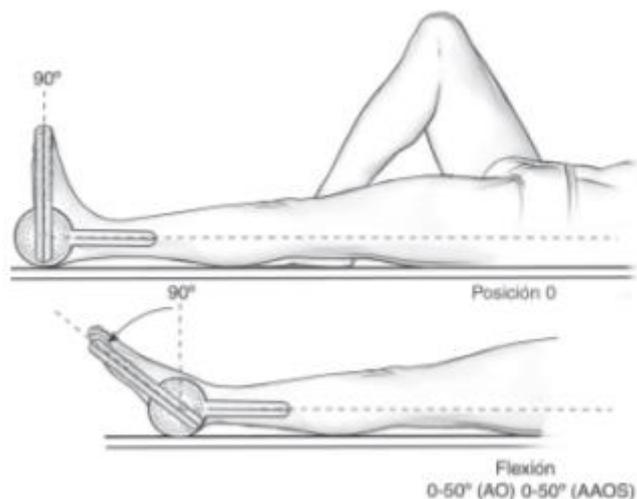


Figura 13 Ejemplo de la medición de la flexión plantar del tobillo izquierdo a partir de la posición del paciente en decúbito dorsal (Taboadela, 2007).

- Extensión (flexión dorsal) se observa en la Figura 14, en donde se observa que el paciente debe estar en decúbito ventral con la rodilla en 90° de flexión, en donde el goniómetro se coloca sobre el maléolo externo; el brazo fijo se alinea con la línea media longitudinal de la pierna tomando como referencia la cabeza del peroné, por otro parte, el brazo móvil se alinea con la línea media longitudinal del quinto metatarsiano. Los valores normales están entre 0-30° con respecto a AO y 0-20° con respecto a AAOS.

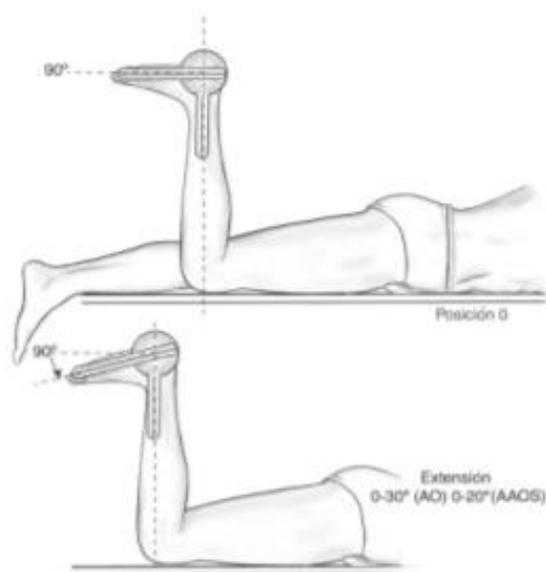


Figura 14 Ejemplo de la medición de la extensión (flexión dorsal) de tobillo derecho a partir del paciente en posición de decúbito ventral con la rodilla flexionada en 90°.

- En la Figura 15 se observa la inversión, en donde el paciente se colca en decúbito ventral con los pies fuera de la camilla. El goniómetro se coloca sobre la inserción del tendón de Aquiles en el calcáneo, donde el brazo fijo se alinea con línea media longitudinal de la pierna; mientras que el brazo móvil se alinea con la línea media longitudinal del calcáneo. Los valores normales según la AO es de 0°-60° y según la AAOS es de 0°-35°.

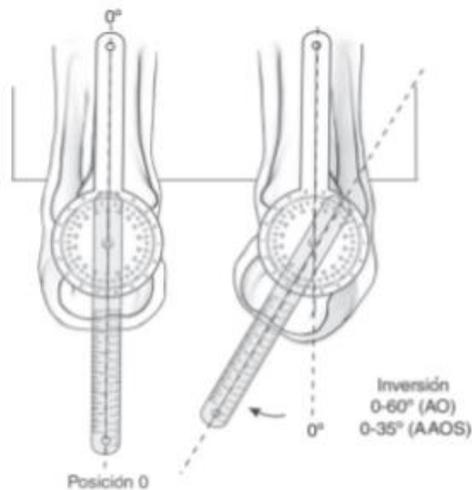


Figura 15 Ejemplo de la medición de la inversión subastragalina del paciente en decúbito ventral con los pies fuera de la camilla (Taboadela, 2007).

- La eversión se puede observar en la Figura 16, el paciente se coloca en decúbito ventral con los pies fuera de la camilla. El goniómetro se coloca sobre la inserción del tendón de Aquiles en el calcáneo, donde el brazo fijo se alinea con la línea media longitudinal de la pierna; por otro lado, el brazo móvil se alinea con la línea media longitudinal del calcáneo. Los valores normales según la AO es de 0°-30° y según la AAOS es de 0°-15°.

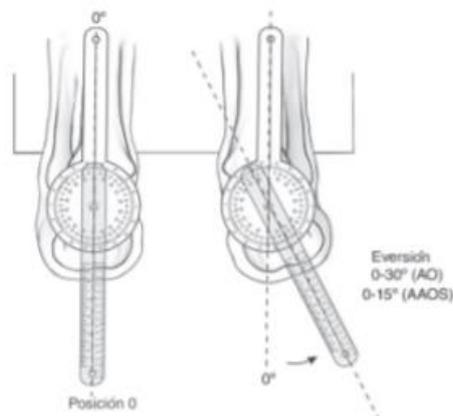


Figura 16 Ejemplo de la medición de la eversión subastragalina, donde el paciente se encuentra en decúbito ventral con los pies fuera de la camilla (Taboadela, 2007).

2.4 Función del tobillo en la marcha

La locomoción humana normal, se ha descrito como una serie de movimientos alternantes rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad (Luna, 1999). Los tres puntos de giro (rockers) necesarios para la marcha son el talón, el tobillo y el antepié; donde el segundo rocker es el tobillo, debido a la oblicuidad de su eje, lo cual condiciona a la flexión plantar de ser acompañada de una aducción, y que la flexión dorsal se asocie a una abducción del pie (Monteagudo, Martínez de Albornoz, Maceira, & Gutiérrez, 2016).

El ciclo de la marcha comienza, cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos componentes de la marcha son: fase de apoyo y fase de balanceo (Figura 17); en donde la fase de apoyo abarca el 60% del ciclo; y la fase de balanceo abarca el 40%, en esta fase el pie y tobillo se encuentran suspendidos en el aire; en ambas fases se encuentran los tipos de apoyo sencillo (solo una pierna en contacto con el suelo) y apoyo doble (cuando ambos pies están en contacto con el suelo) (Sous Sánchez J. O., Navarro Navarro, Brito Ojeda, & Ruiz Caballero, 2011). En la fase final del ciclo, la articulación del tobillo soporta la mayor carga, debido a que aguanta de 5 a 7 veces el peso corporal (Sous Sánchez J. O., Navarro Navarro, Brito Ojeda, & Ruiz Caballero, 2011); además, de que el rango de movimiento del tobillo en la marcha es aproximadamente de 6° a 10° grados de dorsiflexión y de 20° a 30° grados de flexión plantar (Balazsy & Brosky, 2006).

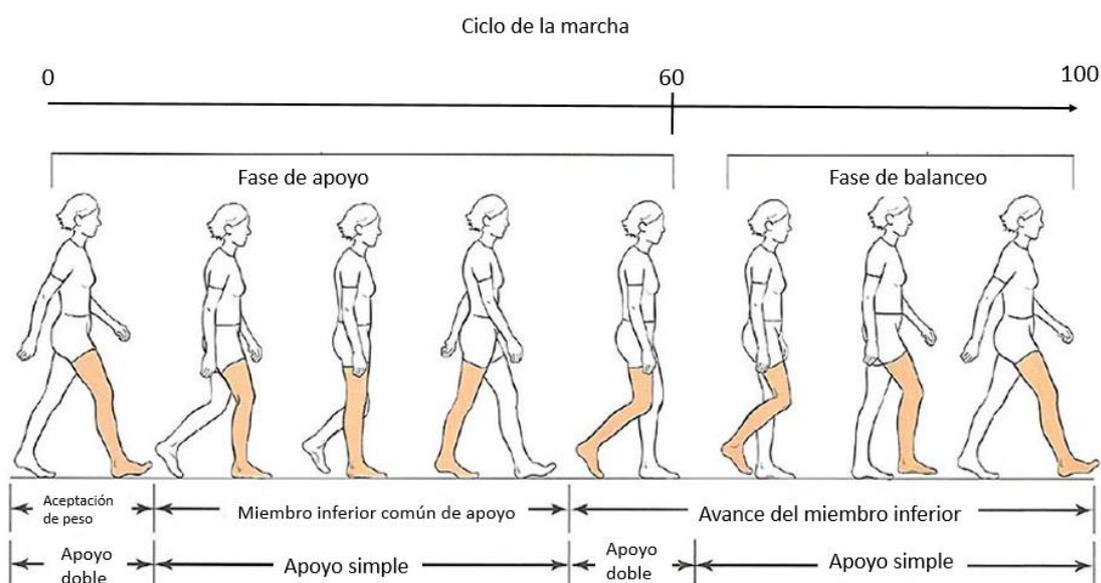


Figura 17 Fases del ciclo de la marcha (Yáñez Arias, 2018).

El análisis cinemático del tobillo, inicia en el momento en el que el talón contacta con el suelo, lo cual implica que el tobillo se encuentra entre la dorsiflexión y la flexión plantar (posición neutra-medio); posteriormente se da la movilidad primaria, que se desarrolla en el plano sagital, donde el arco o rango de flexo-extensión medio es de 43° a 63° , aunque solo 30° son necesarios para una marcha estable, de los cuales 10° son de flexión dorsal y 20° son de flexión plantar, además en esta movilidad se presenta la rotación del astrágalo en 10° y gracias a esta rotación se convierte la articulación del tobillo en biplanar (Sous Sánchez J. , Navarro Navarro, Navarro García, Brito Ojeda, & Ruiz Caballero, 2011).

Por otro lado, cuando se da el segundo ciclo de la marcha, la articulación del tobillo permite la transferencia eficaz de la carga del peso corporal hacia el antepié (Sous Sánchez J. O., Navarro Navarro, Brito Ojeda, & Ruiz Caballero , 2011), y cuando el talón contacta con el suelo, la articulación de Chopart realiza una flexión plantar para facilitar el contacto del antepié con el suelo.

Los cinco momentos que subdividen la fase de apoyo tanto simple como doble (Donatelli, 1985), esto se puede observar en la Figura 18 y Figura 19.

- Contacto del talón: ángulo del pie de 15° y en la articulación del tobillo 0° .
- Apoyo plantar: contacto de la parte anterior del pie con el suelo; con un ángulo en el tobillo de 15° .
- Apoyo medio: momento en el que el trocánter mayor se alinea verticalmente con el centro del pie; cuyo ángulo en dorsiflexión es de 5° .
- Elevación del talón: el talón se eleva del suelo, formando un ángulo de 15° entre la articulación del tobillo y su eje.
- Despegue del pie: los dedos se elevan del suelo, con un 20° en flexión plantar.

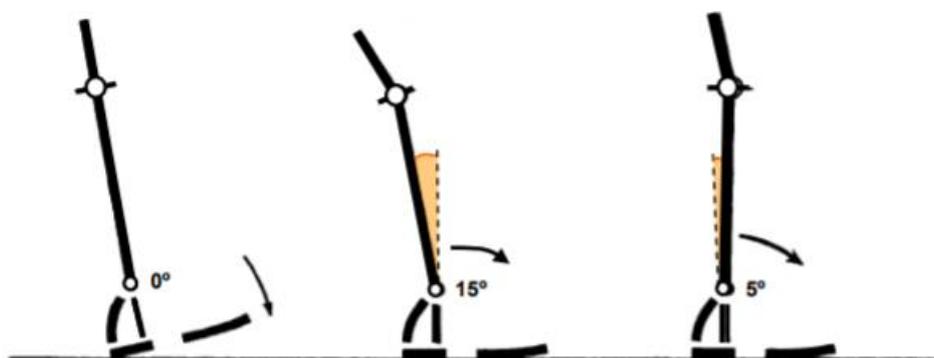


Figura 18 Estudio cinemático del tobillo los tres momentos de la fase de apoyo simple (Donatelli, 1985).



Figura 19 Estudio cinemático del tobillo los últimos momentos de la fase de apoyo doble (Donatelli, 1985).

2.5. Lesiones más frecuentes en el tobillo

Se considera una de las tres fracturas más habituales, después de las roturas de fémur y precede a las fracturas de radio (Wikstrom, Hubbard-Turner, & Mckee, 2013); la Organización Mundial de la Salud menciona que seis de cada diez fracturas de miembro inferior son fracturas de tobillo (Alvarez Gutiérrez, 2018).

Adicionalmente las lesiones deportivas, tienden a afectar al tobillo, ya que el esguince de tobillo representa el 12% de todas las lesiones para las que acuden a los Servicios de Urgencias Hospitalarias (Garrido Chamorro, González Lorenzo, Garnés Ros, Pérez San Roque, & Llorens Soriano, 2005). En el estudio que se realizó en el Área de Urgencias Traumatológicas del Hospital General de Alicante (Garrido Chamorro, González Lorenzo, Garnés Ros, Pérez San Roque, & Llorens Soriano, 2005) se menciona, que las lesiones articulares que presenta el tobillo tienden a afectar las mismas estructuras; debido a que en el 85% de los esguinces son por inversión (rotación interna del tobillo), los cuales afectan a los laterales del tobillo; por otra parte un 5% afectan al ligamento lateral interno o deltoideo, y por último, un 10% corresponde al resto de la patología articular.

En el caso de esguince por inversión, primero se lesiona el peroneoastragalino anterior en un 66%, después se lesiona en un 22% el peroneo-calcáneo anterior y por último en un 12% se produce un desgarre del ligamento peroneoastragalino posterior (Garrido Chamorro, González Lorenzo, Garnés Ros, Pérez San Roque, & Llorens Soriano, 2005). Otro mecanismo de esguince es por eversión (rotación externa del antepié), con una frecuencia del 15% y es más grave que por inversión, ya que va acompañada de una tasa elevada de fracturas maleolares dañando el ligamento deltoideo (Garrido Chamorro, González Lorenzo, Garnés Ros, Pérez San Roque, & Llorens Soriano, 2005).

Según la gravedad los esguinces de tobillo (como se observa en la Figura 20) puede clasificarse como (Garrido Chamorro, González Lorenzo , Garnés Ros , Pérez San Roque, & Llorens Soriano, 2005):

- Tipo 1: es en donde se produce una distensión de ligamento afectado, se produce rotura de menos del 5% de las fibras (Garrido Chamorro, González Lorenzo , Garnés Ros , Pérez San Roque, & Llorens Soriano, 2005). En lo que respecta al estado funcional, la movilidad articular esta conservada o poco limitada (Cisneros Fuentes, 2016).
- Tipo 2: se produce la rotura parcial del ligamento; en donde se ha producido la rotura del 40% al 50% de las fibras (Garrido Chamorro, González Lorenzo , Garnés Ros , Pérez San Roque, & Llorens Soriano, 2005). En el caso del estado funcional, la movilidad articular usualmente está comprometida (Cisneros Fuentes, 2016).
- Tipo 3: en este tipo existe una laxitud articular donde se manifiesta con rotura completa del ligamento (Garrido Chamorro, González Lorenzo , Garnés Ros , Pérez San Roque, & Llorens Soriano, 2005). En el caso del estado funcional, la movilidad articular se encuentra comprometida, por lo que no se logra el apoyo (Cisneros Fuentes, 2016)



Figura 20 Tipos de Esguince (Martínez San Juan & Nuevo González, 2010).

En el caso de las fracturas, la siguiente clasificación es la más utilizada (Sous Sánchez J. , Navarro Navarro, Navarro García, Brito Ojeda, & Ruiz Caballero, 2011), ya que se centra tanto en la posición como en la dirección de la fractura:

- Clasificación de Danis-Weber (Sous Sánchez J. , Navarro Navarro, Navarro García, Brito Ojeda, & Ruiz Caballero, 2011), las clasifica en tres tipos (como se observa en la Figura 21):
 - Tipo A (infrasin-desmales), la fractura se encuentra por debajo de la sin-desmosis, puede ir acompañada de fractura del maléolo interno pero no hay lesión ligamentosa importante.
 - Tipo B (transin-desmales) corresponde a una fractura del peroné, a nivel de la sin-desmosis, puede ir acompañada de fractura del maléolo tibial o ruptura del ligamento deltoideo, además debe considerarse la posible ruptura del ligamento tibioperoneo inferior.
 - Tipo C (suprasin-desmales): fractura del peroné por encima de la sin-desmosis, la fractura puede encontrarse en 1/3 inferior, en 1/3 medio de la diáfisis o aun a nivel del cuello del peroné; además se contempla la posibilidad que se acompañe de fractura del maléolo interno.

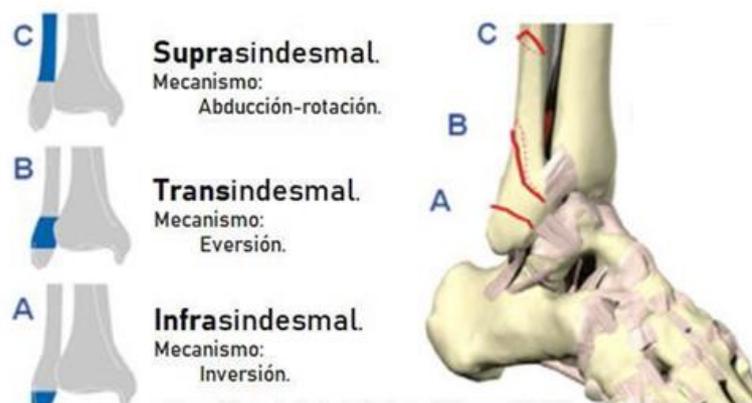


Figura 21 Clasificación de fracturas de Danis-Weber (Ekman & Brauer, 2013)

Con respecto a un estudio realizado en el Hospital Regional General “Ignacio Zaragoza” ubicado en la ciudad de México, perteneciente al ISSSTE (Taffinder Villarreal, Esquivel Solorio, & Antonio Romero, 2022), en el periodo del 2010 al 2019, se obtuvieron un total de 2,144 pacientes atendidos con algún tipo de fracturas de tobillo; siendo que un 11.1% era de tipo A, 64.8% tipo B y 24.1% tipo C.

Al compararse por sexo, se observó la frecuencia tipo A en mujeres fue del 10.7 %, y en hombres 11.6%, tipo B en mujeres fue de 69.5% y en hombres 59.0%, tipo C en mujeres 10.8% y en hombres 29.4%. Con respecto al rango de edad, donde hubo mayor porcentaje de fracturas fue de los 31-50 años con un porcentaje del 36.5% y de 50-65 años con un porcentaje del 31%.

2.6. Métodos comunes para la rehabilitación de tobillo

La recuperación de un esguince de tobillo puede tomar hasta 52 semanas, sin llegar a alcanzar las propiedades biológicas y mecánicas del ligamento normal, por lo que se han puesto a disposición ciertos tratamientos para tratar este tipo de lesiones, una forma de tratarlo es (García Padrón, Hernández Rangel, Larrañaga Morán, & Sánchez Hernández, 2016) en donde primero se realiza una inmovilización parcial y/o total dependiendo de la gravedad del esguince, posteriormente se realiza un vendaje funcional u órtesis para inmovilización parcial; apoyándose de la técnica HICER (Hielo, Compresión, Elevación y Reposo) (Rincón de la Salud , 2011) que consta de colocar una compresa de hielo en el área lesionada por 20 minutos de cuatro a ocho veces al día, compresión para distribuir la presión sobre el área lesionada mediante el uso de vendaje elástico, bota especial, yeso o un entablillado, elevación para reducir la hinchazón, colocando el área lesionada sobre una almohada; y por último, reposo para generar vasoconstricción localizada, ayudándose con una muleta.

Este proceso de rehabilitación consta de cuatro fases (García Padrón, Hernández Rangel, Larrañaga Morán, & Sánchez Hernández, 2016) en donde se incluyen diferentes acompañamientos:

1. En la fase 1 se da la aplicación de cargas tensiles controladas, la marcha electroanalgesia y terapia manual.
2. En la fase 2 se aumenta el rango de movimiento, así como el aumento de la tensión de cargas, propiocepción y vendaje funcional
3. En la fase 3 se realiza el fortalecimiento muscular periarticular, cargas excéntricas y saltos monopodálicos.
4. En la fase 4 se incorpora a la actividad deportiva y se sigue con la terapia.

Por consiguiente, se puede observar que la rehabilitación de tobillo incluye ejercicios sin resistencia para recuperar el rango de movimiento, para posteriormente incorporarse en la realización de ejercicios isométricos de fuerza, para fortalecer los músculos cercanos a las articulaciones, después se aumenta de nivel y se realizan ejercicios de resistencia para el aumento de fuerza con lo que da soporte al tobillo. También existen ejercicios de resistencia media, para aumentar la resistencia de peso en el tobillo, y ejercicios con resistencia alta para finalizar la recuperación de la fuerza; y por último actividades de equilibrio (García Padrón, Hernández Rangel, Larrañaga Morán, & Sánchez Hernández, 2016).

De acuerdo a lo anterior, se pretende que cada módulo de TOBEXER, se utilice en diferentes fases del proceso de rehabilitación, el módulo de rehabilitación en estado estacionario se quiere emplear en las primeras fases, ya que incluye ejercicios sin resistencia para recuperar el rango de movimiento y posteriormente se realizarán ejercicios de resistencia para el aumento de fuerza; por otro lado, el módulo de potenciación se quiere emplear en las últimas fases de este proceso, ya que existe un mayor control del tobillo, donde lo principal es el soporte del tobillo y actividades de equilibrio.

2.7. Exoesqueleto

Los exoesqueletos son herramientas para el proceso de rehabilitación, para potencializar cualidades físicas como fuerza, resistencia, potencia y flexibilidad; además de proporcionar retroalimentación cuantitativa, aumentando los resultados funcionales en la recuperación de pacientes (Chen, Chan, Guo, & Yu , 2013). Los cuales, están basados en diseños mecánicos contruidos a partir de impulsos hidráulicos, eléctricos o neumáticos que ayudan a su portador a realizar movimientos con mayor potencia y fuerza, cuyo funcionamiento depende de una serie de sensores biométricos; que le permiten al exoesqueleto codificar y realizar acciones enviadas por impulsos nerviosos (Alfonso-Mantilla & Martínez-Santa, 2016).

2.7.1 Tipos de exoesqueleto

Los exoesqueletos robóticos se clasifican en tres tipos (como se observa en la Figura 22) que dependen de la posición en donde se coloquen: a) exoesqueletos de extremidades superiores, b) exoesqueletos de extremidades inferiores y c) exoesqueletos de otros sistemas (Cenciarini & Dollar, 2011), en donde los exoesqueletos de extremidades inferiores son utilizados para rehabilitación, aumento de potencia y asistencia de movimiento.

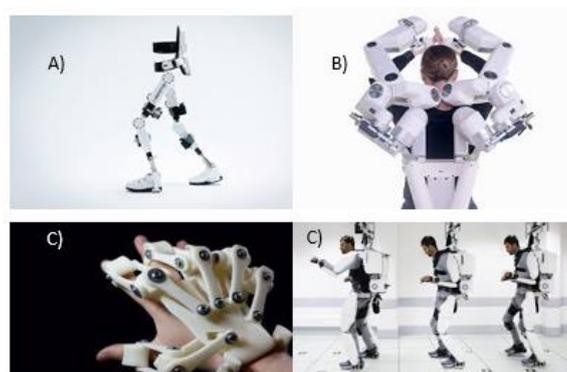


Figura 22 Clasificación de exoesqueletos: a) ejemplo de exoesqueleto de extremidades inferiores (CYBERDYNE, 2011), b) ejemplo de exoesqueletos de extremidades superiores (BIONICS, 2020), c) ejemplo de exoesqueleto de otros sistemas.

| *ejemplos de exoesqueletos de otros sistemas: c) exoesqueleto de mano (Melbourne, 2018) y d) exoesqueleto de cuerpo completo (Jiménez, 2019).*

Entre los exoesqueletos de miembros inferiores, se encuentran los exoesqueletos de tobillo que pueden ser clasificados con respecto a su tipo de actuador, que es la unidad primaria para proporcionar energía, la cual está dividida en tres categorías (Weerasingha A. , Pragnathilaka, Withanage, & Ranaweera, 2018):

- Actuadores eléctricos, son aquellos que suministran energía a la articulación del tobillo a las velocidades deseadas. Ejemplo, actuador elástico en serie (SEA) método de accionamiento eléctrico con elementos de resorte elástico conectados en serie.
- Actuador neumático montado en el tobillo, son usualmente utilizados para realizar los movimientos de flexión plantar y dorsiflexión.
- Actuadores Hidráulicos, son aquellos que tiene una relación de potencia / peso más alta, pero la complejidad en la conexión de un circuito hidráulico es alta.
- Otros actuadores, se refieren a cualquiera que no caiga en las anteriores clasificaciones.

También se pueden clasificar por el método de control:

- Basados en entradas:
 - Basado en eventos: la fase de la marcha se detecta mediante la supervisión de las entradas del sensor, proporcionando un par de asistencia mientras el control de velocidad y posición se logra utilizando módulos de controlador (Weerasingha A. , Pragnathilaka, Withanage, & Ranaweera, 2018).
 - Basado en electromiografía (EMG): la cual es una metodología de registro gráfico de la actividad bioeléctrica del músculo esquelético (Gila, Malanda, Rodríguez Carreño, Rodríguez Falces, & Navallas, 2009).
- Basado en resultados:
 - Basado en modelos: una acción robótica deseada se calcula en base a un modelo de exoesqueleto humano, requiere una serie de sensores para reconocer las variables dinámicas y cinemáticas (Weerasingha A. , Pragnathilaka, Withanage, & Ranaweera, 2018).
 - Método de control de impedancia: es la relación dinámica entre el dispositivo de asistencia y el usuario relacionando el error de posición con la fuerza / torque de interacción a través de la impedancia mecánica (Weerasingha A. , Pragnathilaka, Withanage, & Ranaweera, 2018).

2.8 Diseño centrado en el ensamble (*Design For Assembly*)

Lo primero es definir lo que es diseño desde la perspectiva de la ingeniería, por lo cual Accreditation Board for Engineering and Technology (ABET) lo ha definido como “el proceso de creación de un sistema, componente o proceso que cumple con las expectativas esperadas. Es un proceso de toma de decisiones (generalmente iterativo), en el que las ciencias experimentales, la matemática y las ciencias de la ingeniería se combinan para convertir recursos en una forma óptima con el fin de lograr objetivos establecidos” (Grech Mayor, 2013). Con lo que podemos ver que el diseño, es el responsable de que el producto tenga las funciones para que las ha sido concebido y su funcionamiento sea el adecuado durante todo el ciclo de vida del producto (Riba Romeva, 2002); por lo que es la pieza de inicio para el desarrollo de cualquier producto.

Por lo que, existen diferentes herramientas para el diseño, entre las cuales se encuentra el diseño centrado en el ensamble (DFA); en este enfoque el montaje de un producto “consiste en la manipulación y composición de diversas piezas y componentes, la unión entre ellas, su ajuste, la puesta a punto y la verificación de un conjunto para que el mismo adquiera la funcionalidad para la cual ha sido concebido” (Riba Romeva, 2002); este enfoque del diseño, nos permite establecer un camino para la aceptación del producto, empujándolo al rediseño y ofreciendo un potencial para la reducción de costos de producción. En donde las principales recomendaciones para el diseño o rediseño de un producto tomando en cuenta el ensamble son (Riba Romeva, 2002):

- 1) Estructurar en módulos: se establece una estructuración modular del producto con funciones definidas de materiales, energía y señales.
- 2) Disminuir la complejidad: minimizar el número y la diversidad de las piezas y componentes que intervienen en cada módulo, así como el número de uniones, enlaces y otras interfaces.
- 3) Establecer un elemento de base: asegurar que cada módulo, tenga un elemento estructural adecuado, que sirva de referencia al resto de las piezas y componentes del módulo.
- 4) Limitar las direcciones de montaje: intentar que el montaje de un producto tenga el número mínimo de direcciones de montaje.
- 5) Facilitar la composición: facilitar la composición de piezas.
- 6) Simplificar las uniones: reducir al máximo las uniones de mayor coste en tiempo de montaje y de materiales.

Para evaluar la eficiencia del ensamblaje del sistema se usa el índice DFA, el cual consta de analizar todas las piezas y la suma del tiempo total de montaje de todo el producto, el cual se calcula a partir de la siguiente ecuación (Boothroyd & Dewhurst, 1987):

$$DFA_{Index} = \frac{3 * \text{Suma del mínimo teórico de partes}}{\text{Suma del tiempo total del montaje estimado}}$$

Por lo que se puede observar, que entre mayor sea el DFA mejor será la eficiencia del diseño, muchas veces se puede encontrar en porcentaje, por consiguiente, para expresarlo se multiplica el DFA_{Index} por 100. Para que un diseño se considere eficiente, tiene que tener un índice de al menos un 60% (Diseño impulsado por el valor, 2015).

2.9 Nivel de madurez tecnológica (*Technology Readiness Levels*).

Los niveles de madurez tecnológica (Mai, 2012) “son un tipo de sistema de medición que se utiliza para evaluar el nivel de madurez de un tecnología en particular“, por lo que los proyectos se evalúan con respecto a los siguientes nueve niveles en donde el TRL 1 es el más bajo y el TRL 9 es el más alto (Ibáñez de Adecoa Quintana, 2014; Zúñiga Avilés, 2018):

- 1) TRL 1: Principios básicos observados y reportados.
- 2) TRL 2: Concepto y/o aplicación tecnológica formulada.
- 3) TRL 3: Función crítica analítica y experimental y/o prueba de concepto característica
- 4) TRL 4: Validación de componente y/o disposición de los mismos en entorno de laboratorio.
- 5) TRL 5: Validación de componente y/o disposición de los mismos en un entorno relevante.
- 6) TRL 6: Modelo de sistema o subsistema o demostración de prototipo en entorno relevante.
- 7) TRL 7: Demostración de sistema o prototipo en un entorno real.
- 8) TRL 8: Sistema completo y certificado a través de pruebas y demostraciones.
- 9) TRL 9: Producto liberado.



Figura 23 Muestra la interacción entre los niveles de madurez en manufactura (MRL), los niveles de madurez tecnológica (TRL) y los niveles de inversión tecnológica (IRL) (Zúñiga Avilés , 2018).

2.10 Quality Function Deployment (QFD)

El Dr. Mizuno define el QFD como (1993): “el despliegue paso a paso con el mayor detalle de las funciones que conforman sistemáticamente la calidad, con procedimientos objetivos, más que subjetivos”; en donde esta metodología pretende la satisfacción de las necesidades de los usuarios, para identificar las características de calidad del producto, mediante la identificación de los requerimientos del usuario, durante la etapa temprana del diseño, formando una parte fundamental del despliegue de tecnología, fiabilidad y costos (Olaya Escobar, Cortés Rodríguez, & Duarte Velasco, 2005).

Los beneficios que aporta esta metodología son:

- Mayor calidad (Olaya Escobar, Cortés Rodríguez, & Duarte Velasco, 2005).
- Menor costo (Olaya Escobar, Cortés Rodríguez, & Duarte Velasco, 2005).
- Disminución en el tiempo de fabricación (Olaya Escobar, Cortés Rodríguez, & Duarte Velasco, 2005).
- Ventaja competitiva en el mercado (Olaya Escobar, Cortés Rodríguez, & Duarte Velasco, 2005).
- Una visión objetiva de qué es lo que buscan los usuarios en un producto y de los requisitos que debe tener (Jimeno Bernal, 2012).
- Una priorización de qué características son las más prioritarias a añadir, y cuáles no son necesarias (Jimeno Bernal, 2012).
- Una situación de cómo está nuestro producto actual frente a la competencia, y cuáles son los aspectos a mejorar para ser más competitivos (Jimeno Bernal, 2012).

La Casa de la Calidad consta de ocho áreas fundamentales como se observa en la Figura 24, donde cuatro vectores conforman los perímetros básicos de la casa (Olaya Escobar, Cortés Rodríguez, & Duarte Velasco, 2005):

1. Vector de requerimientos del usuario.
2. Vector de evaluación técnica.
3. Vector de características de calidad.
4. Vector de factores de evaluación.

Las otras cuatro áreas muestran las relaciones que se originan a partir de los cuatro vectores básicos, generando cuatro matrices (Olaya Escobar, Cortés Rodríguez, & Duarte Velasco, 2005):

5. Matriz de correlación.
6. Matriz de sensibilidad.
7. Matriz de evaluación.
8. Matriz de puntuación.

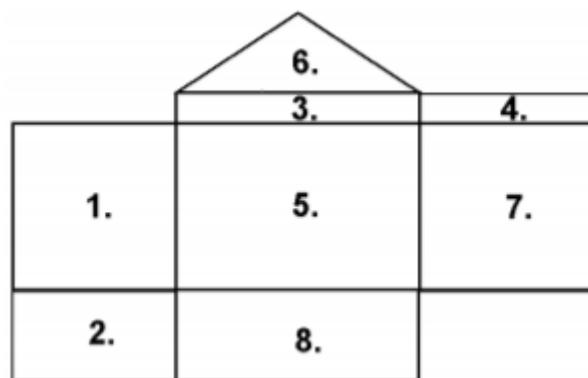


Figura 24 Casa de la Calidad (HQA) (Olaya Escobar, Cortés Rodríguez, & Duarte Velasco, 2005).

Los ocho pasos de la casa de la calidad son (Ruiz de Adana Pérez, 2011):

1. Paso 1. Definir requerimientos de calidad en términos del cliente (Qués): consiste en listar los requerimientos del servicio o producto final para satisfacer al cliente y en valorar su importancia en una escala; son las características de calidad primarias que debe reunir el producto.
2. Paso 2. Enunciar las actividades del proceso (Cómos): consiste en listar las etapas o actividades del proceso que deben ser cumplidas para satisfacer los requerimientos del producto o servicio.
3. Paso 3. Crear la matriz de relaciones entre los Qués y los Cómos: si existe una asociación o relaciones entre cada “que” y cada “como” desde un análisis cualitativo o mediante una revisión de las evidencias disponibles, se utilizan una serie de valores o iconos que indican de la mayor a la menor de la relación.

4. Paso 4. Evaluación competitiva: en esta etapa se analizan y comparan los resultados de las evaluaciones de la satisfacción del cliente con los productos o servicios del sistema y de la competencia.
5. Paso 5. Objetivos de las actividades del proceso (Cuanto): una vez enunciados de los potenciales cómo (actividades del proceso), se identifica sus metas, estándares o criterios de calidad que han de alcanzarse; los valores de la meta son usados para ayudar a cuantificar cada cómo; estas metas pueden incrementarse, reducirse o alcanzar un valor específico dependiendo de lo que se trate.
6. Paso 6. Evaluación de los objetivos de las características de calidad de las actividades del proceso: consiste en analizar y comparar de ser posible los resultados de los objetivos de las características de calidad de las actividades del proceso de nuestra organización y de la competencia.
7. Paso 7. Determinar la importancia técnica de las actividades del proceso: se trata de determinar cuál es la importancia en términos absolutos y relativos, con la que cada actividad del proceso contribuye a la satisfacción del usuario; este se puede determinar a partir de la sumatoria de la importancia del cliente por el peso asignado a las relaciones.
8. Paso 8. Matriz de correlaciones: se establecen las correlaciones entre los cómo, donde se establece la correlación negativa y positiva.

3. Capítulo 3: Estado del Arte

3.1 Análisis cuantitativo

Se realizó una búsqueda literaria, con el propósito de encontrar diferentes artículos que tuvieran relación con exoesqueletos de tobillo; por tal motivo, se utilizaron las siguientes palabras claves para la búsqueda en diferentes bases de datos: exoesqueletos, rehabilitación, potenciación, miembros inferiores y tobillo; lo que arrojó un total de 90 artículos que tenían relación con dicha búsqueda. Posteriormente, se asignaron criterios de inclusión y exclusión para refinar dicha búsqueda, los cuales se pueden observar en la Tabla 1; estos criterios apoyaron a segmentar la información que serviría de referencia para el desarrollo de TOBEXER, además de evitar la saturación de información, debido a que el campo de los exoesqueletos es amplio y dependiendo del nivel en donde va colocado el exoesqueleto se modifican los criterios a considerar; también se descartaron la ortesis para inmovilización, ya que lo que se busca es que el exoesqueleto apoye el movimiento del tobillo, así como su rehabilitación. Otro de los factores que determinaron la selección de los artículos, fue la descripción del mecanismo, puesto que para determinar los requerimientos del usuario era esencial conocer el funcionamiento del mecanismo, que permite la potenciación o la rehabilitación del tobillo.

Tabla 1 Criterios de inclusión y exclusión para refinar la búsqueda literaria.

Criterios de Inclusión	Criterios de exclusión
<ul style="list-style-type: none">• Exoesqueletos de tobillo• Potenciación en la marcha• Rehabilitación de tobillo• Año de publicación superior al 2012	<ul style="list-style-type: none">• Exoesqueletos de miembro inferior distinto al tobillo• Exoesqueletos de miembro superior o de cuerpo completo• No describe el mecanismo de acción del exoesqueleto• Ortesis para inmovilización• Año de publicación inferior a 2011• Prótesis

Después de someter a los artículos a los criterios de inclusión y exclusión, se acotó este número a 16 exoesqueletos que guardaban una relación directa con la propuesta que se

pretende desarrollar, los cuales se pueden observar en la Tabla 2, Tabla 3 y Tabla 4. Los exoesqueletos abarcan un periodo de tiempo del 2014 al 2019, de los cuales el 6.25% pertenecen al 2014 y al 2016, el 18.75% pertenece al 2015, el 31.25% al 2019 y el año que tiene el mayor número de exoesqueletos registrados es el 2018 con un 37.5%.

El 87.5% de todos los exoesqueletos, fueron desarrollados para la potenciación de la función del tobillo, mientras que el 12.5% se desarrollaron para la rehabilitación del tobillo; y ninguno de los exoesqueletos analizados cumple ambas funciones. De estos exoesqueletos, el 68.75% tiene una estructura suave, y un 31.25% son rígidos; la relación directa entre la función y la estructura de los exoesqueletos, es que todos los exoesqueletos que son para rehabilitación son rígidos; por otro lado, el 78.57% de los exoesqueletos para potenciar son suaves y únicamente el 21.43% son de estructura rígida.

En lo que respecta a los grados de libertad (DOF), el 50% tiene 1 DOF y todos son para potenciar la función de la marcha; el 25% tiene 3 DOF de los cuales un 75% son para potenciación y un 25% para rehabilitación; el 12.5% tiene 2 DOF y todos son para potenciación; el 6.25% tiene 6 DOF y es para potenciación; y por último, el 2.5% tiene 7 DOF y es para rehabilitación. Con respecto a los actuadores, existieron dos actuadores predominantes que fueron el motor DC con un 37.5% y el resorte de tensión con un 18.75%; los siguientes tres actuadores tuvieron un 12.5%, los cuales son el cable Bowden, el actuador SEA (Series Elastic Actuator), los músculos artificiales neumáticos (Pneumatic Artificial Muscle); y los últimos dos actuadores son el actuador lineal y el actuador inflable con un 6.25%. Lo cual se empalma con la función del exoesqueleto, en donde el 100% de los exoesqueletos para rehabilitación utilizan motores DC; en cambio los exoesqueletos para potenciación utilizaron actuadores diversos que dependen de la forma del exoesqueleto.

También se evaluaron el tipo de usuarios para los cuales fueron diseñados, en donde el 31.25% se diseñaron para personas con problemas cerebrovasculares, el 31.25% para personas con problemas de movilidad, el 37.5% para personas sin ningún tipo de problema; y por último, el 6.25% fue diseñado para personas con fractura apoyando a estos usuarios para la potenciación de la función del tobillo. En lo que respecta a los países en donde se desarrollaron, existieron dos países predominantes con un 25%, los cuales son Canadá y Estados Unidos de América; el siguiente país fue China con un 12.5%, y con un menor porcentaje se empatan 5 países con un 6.25%, que fueron Brasil, Sri Lanka, Colombia, Corea del Sur y Eslovenia.

En lo que respecta a la fuerza es muy variante, ya que depende de los rangos de edad para los que se desarrollen, además de su función principal, la velocidad y fundamentalmente el material del que está diseñado; lo cual depende completamente de la forma y el diseño seleccionado; por lo que en este parámetro no se pudo establecer una tendencia, sin embargo el valor mínimo fue de 120 N y un valor máximo de 1000 N, con un torque mínimo de 20 Nm y un máximo de 90 Nm.

En el caso de la velocidad en su mayoría oscila entre 1.25 m/s y 1.3m/s, donde el valor máximo de velocidad encontrado fue de 2.5 m/s, y la velocidad mínima fue de 0.277 m/s; por otra parte, la reducción máxima del costo metabólico encontrada fue de 7.2 % +/- el 2.6%. En el caso de la masa del exoesqueleto se encontró que oscilan entre los 2.66 kg, donde el máximo fue de 6.2 Kg y el mínimo fue de 0.8 kg.

Por último, en el caso de los materiales el 6.25% tienen los siguientes materiales: velcro, níquel, látex, caucho, polietileno, poliuretano y/o plástico; el 12.5% utilizan impresión 3D, titanio y/o nailon; el 18.75% utilizan fibra de carbono y/o acero; por último, el 37.5% emplea el aluminio; por lo que, el material con mayor presencia en los exoesqueletos es el aluminio, además de la fibra de carbono y el acero.

Tabla 2 Exoesqueletos para la potenciación y/o rehabilitación del tobillo primera parte.

Nombre	DOF	Estructura		Actuador	Tipo de usuario				Objetivo		País	Año
		Soft	Rígida		Cerebro-vascular	Problemas de movilidad	Esguince/ Fractura	Sano	Potenciar	Rehabilitar		
Achilles (Meijneke, van Dijk, & Van der Kooij, 2014)	2	X		Actuador lineal elástico (motor eléctrico y un engranaje de tornillo)				X	X		Brasil	2014
ASSISTON-ANKLE (Erdogan, Celebi, Satici Cihan, & Patoglu, 2016)	6		X	Mecanismo autoalineador (Actuador SEA) y el cable Bowden, con una cinemática reconfigurable	X		X		X		USA	2015
Design of Two Lightweight, High-Bandwidth Torque-Controlled Ankle Exoskeletons (Ann Witte, Zhang, Jackson, & Collins, 2015)	3	X		Motor externo	X	X			X		USA	2015
Design of a simple, lightweight, passive-elastic ankle exoskeleton supporting ankle joint stiffness (Kim, Son, Choi, Ham, & Park, 2015)	3	X		Mecanismo de embrague unidireccional, conectados por resortes de tensión y articulación de bisagra				X	X		Corea del sur	2015

Tabla 3 Exoesqueletos para la potenciación y/o rehabilitación del tobillo segunda parte.

Nombre	DOF	Estructura		Actuador	Tipo de paciente				Objetivo		País	Año
		Soft	Rígida		Cerebrovascular	Problemas de movilidad	Esguince / Fractura	Sano	Potenciar	Rehabilitar		
Passive ankle exoskeleton: design and Paractical Evaluation (Dezman, Debevec, Babie, & Gams, 2016)	1	X		Resorte lineal controlado con el embrague metálico				X	X		SVN (Eslovenia)	2016
AGoRA Exoskeleton (Sánchez-Manchola, Gómez-Vargas, Casas-Bocanegra, Múnera, & Cifuentes, 2018)	7		X	Motores eléctricos DC (Servomotores)	X					X	Colombia	2018
Design of a Low Profile, Unpowered Ankle Exoskeleton That Fits Under Clothes: Overcoming Practical Barriers to Widespread Societal Adoption (Yandell, Tacca, & Zelik, 2018)	1	X		Embrague de fricción que active el resorte de asistencia rígido		X		X	X		USA	2018
Design and development of a lightweight ankle exoskeleton for human walking augmentation (WAXO) (Bougrinat, Achiche, & Raison, 2018)	1	X		Cables Bowden, con una unidad de actuación compuesta por un motor DC				X	X		Canadá	2018
ExoBoot (Chung, Heimgartner, O'Neill, Phipps, & Walsh, 2018)	1	X		Actuador inflable de base textil				X	X		USA	2018
C-JAE (Weerasingha A. H., Pragnathilaka, Withanage, Ranaweera, & Gopura, 2018)	3		X	Motores eléctricos con transmisión de engranaje y encoder		X				X	Sri Lanka	2018

Tabla 4 Exoesqueletos para la potenciación y/o rehabilitación del tobillo tercera parte.

Nombre	DOF	Estructura		Actuador	Tipo de paciente				Objetivo		País	Año
		Soft	Rígida		Cerebro-vascular	Problemas de movilidad	Esguince/ Fractura	Sano	Potenciar	Rehabilitar		
Development of an unpowered ankle exoskeleton for walking assist (Leclair, Pardoel, Helal, & Doumit, 2018)	1	X		Mecanismo para activar y liberar el PAM y un segundo mecanismo que se activa en la marcha	X	X			X		Canadá	2018
ACE-Ankle (Man Bok, Gwang Tae, & Yeo Hum, 2019)	3		X	Motor DC conectados mediante dos cadenas esféricas				X	X		Corea del sur	2019
WAE (Walking Assist Exoskeletons) (Pardoel & Doumit, 2019)	2	X		Músculos neumáticos artificiales (PAM)	X	X			X		Canadá	2019
Design of a Novel Compact Adaptive Ankle Exoskeleton for Walking Assistance (Shao, Zhang, Xu, & Ding, 2019)	1	X		Actuadores elásticos en serie (SEA), motor eléctrico				X	X		China	2019
Design and Control of a Multifunctional Ankle Exoskeleton Powered by Magnetorheological Actuators to Assist Walking, Jumping and Landing (Khazoom, y otros, 2019)	1		X	Motor liviano de alta velocidad				X	X		Canadá	2019
Design and Evaluation of an Active Ankle Exoskeleton in Gait Assistance (Dong, Liu, Zhang, & Xiong, 2019)	1	X		Motor DC				X	X		China	2019

3.2 Análisis patentométrico

Se realizó una búsqueda exhaustiva de patentes en las siguientes bases de datos: ESPACENET, LATIPAT, LENS y WIPO; en las cuales, se utilizaron las siguientes palabras clave: tobillo, exoesqueleto, rehabilitación, ortesis activa, miembro inferior y asistencia para caminar, con el fin de obtener el mayor número de patentes que sean similares a TOBEXER, además de formarnos una idea de la evolución de los exoesqueletos, cuya finalidad es apoyar a la articulación del tobillo. Los aspectos que se extrajeron para procesar estas patentes fueron: el título, número de publicación, fecha de publicación, inventores, país, clasificación CPC (Clasificación cooperativa de patentes), clasificación IPC (Clasificación internacional de patentes), resumen y solicitantes.

Esta búsqueda inicial nos arrojó un total de 51 050 patentes, como se puede observar en la Tabla 5; por lo que, se realizó un filtro de esta información mediante el software OpenRefine, siguiendo la metodología que se describe en la Figura 25. Lo primero que se hizo fue juntar todas las patentes en un solo archivo excel, posteriormente se filtraron las patentes con un filtro por palabra, para así obtener las patentes que tuvieran en su título o resumen las palabras exoesqueleto, tobillo o marcha; después se marcaron con una bandera y se analizaron de forma individual, para ver si eran dispositivos que guardaran relación con TOBEXER; una vez que se terminó este proceso, se eliminaron las que no guardaban relación utilizando la función estrella. Después, se realizaron dos filtros con palabras; el primer filtro fue para palabras a eliminar, con las cuales se buscaban palabras que no tienen relación con los exoesqueletos de tobillo o dispositivos de asistencia, como son: miembro inferior, rodilla, miembro superior, mano, muñeca, brazo, codo, hombro, dedo, pie y prótesis; el otro filtro fue para posibles palabras que guardan relación con el concepto de TOBEXER, como son: control, marcha, asistencia, bio, robot, ortesis y rehabilitación; cada filtro pasa al bloque que se llama análisis, en este bloque se marcan todas las patentes que encajen con estas palabras con una estrella, después se realiza otro filtro con las palabras deseadas (tobillo, exoesqueleto y marcha); si existen estas palabras se marca con una bandera y se quita la estrella, por el contrario, si no se encuentran estas palabras se eliminan; con esto se termina el primer filtro global donde se pasó de 51 050 patentes a 1 123 patentes

Tabla 5 Resultados de la búsqueda de patentes en diferentes bases de datos.

Número de Patentes	Base de datos
1 956	ESPACENET
10	LATIPAT
40 862	LENS
8 222	WIPO
Total	51 050

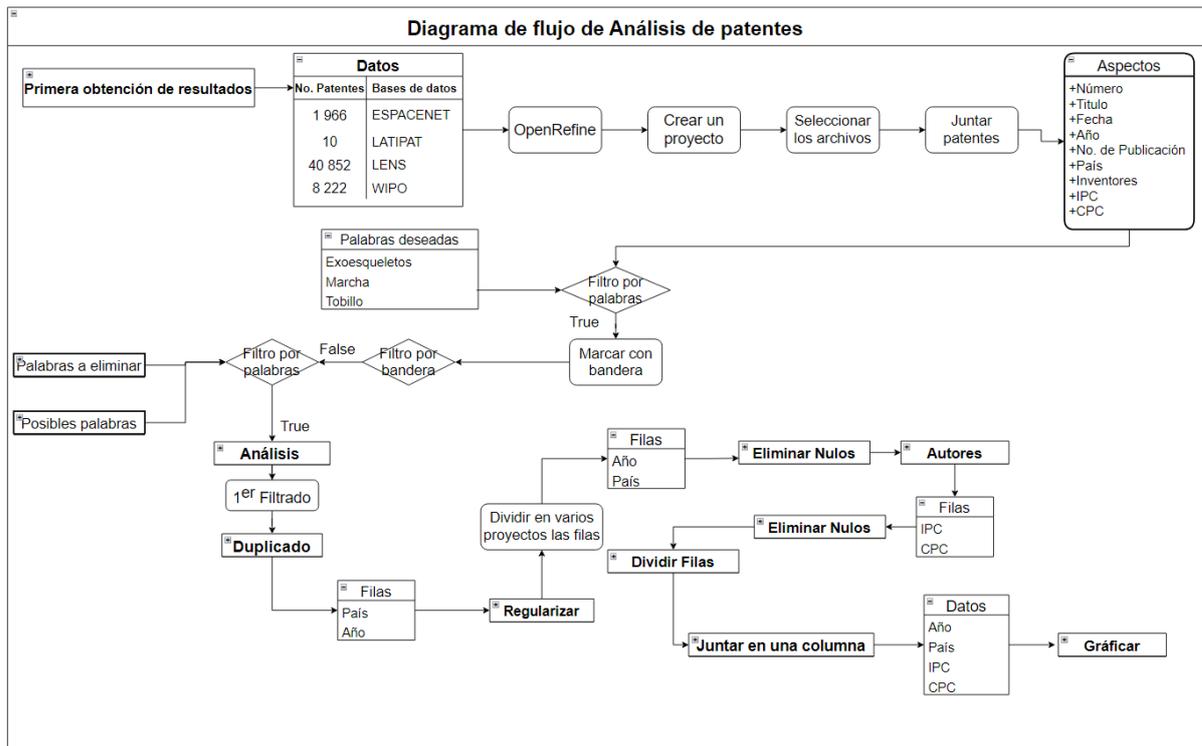


Figura 25 Diagrama de flujo del análisis de patentes.

Después se continuó con el limpiado de las patentes, primero con un bloque de duplicado, en donde utilizando el número de identificación de la patente se eliminaron las patentes duplicadas. Posteriormente se normalizaron los países y el año, mediante el bloque llamado "Regularizar", donde se unificó el tipo de simbología para estas filas, por ejemplo si se colocaba USA o Estados Unidos de América, y de esta forma evitar que se marcaran como diferente país. Toda vez, que estas filas estuvieran con la misma simbología, se procedió a realizar un proyecto por cada fila, esto con el propósito de eliminar los espacios en blanco; en el caso de los autores, se buscó que al igual que en los países estuvieran escritos de la misma forma los que se repitieran, debido a que dependiendo donde se registre la patente lo colocan con mayúsculas, minúsculas u

omitiendo alguno de los nombres; una vez que se hizo todo lo anterior se pasó de 1 123 patentes a 1 119.

Por último, se graficaron las siguientes columnas: año, país, IPC y CPC mediante el bloque gráficas que se puede observar en la Figura 26, en este bloque se utilizó el software Tableau para realizar las gráficas, en el cual solo se cargan los datos y se selecciona el gráfico que se desea, para este caso se utilizaron histogramas.

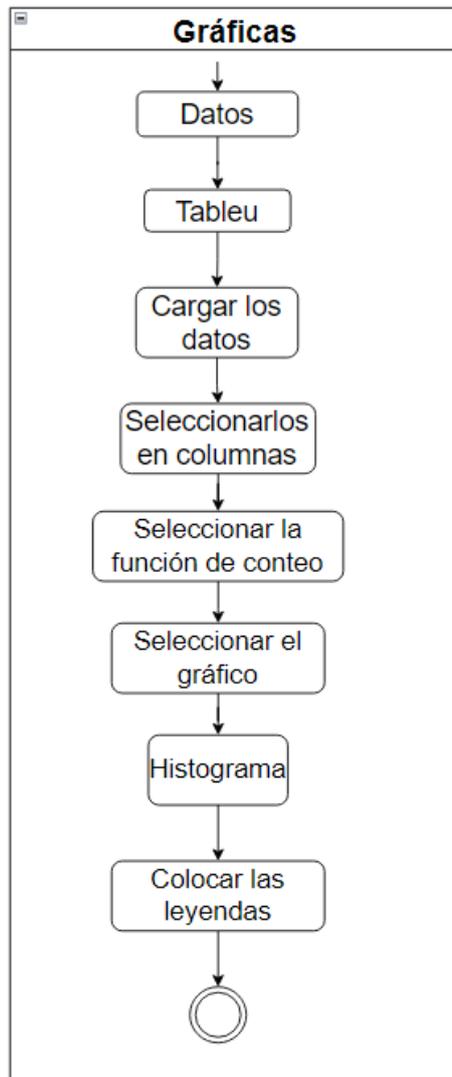


Figura 26 Bloque para graficar las patentes

Uno de los aspectos importantes, para conocer la relevancia de los exoesqueletos en la actualidad, es el año de registro y otorgamiento de las patentes; por consiguiente, se realizó un histograma del periodo que abarca de 1973-2021, el cual se observa en la Figura 27; en donde se ve una clara tendencia del aumento de registros, y el año con mayor número de registros fue el 2019 con un total de 154 patentes, pero sin dejar de

considerar que con respecto al año 2020 la diferencia es únicamente de 10 registros; de ahí que es un tema que está en su máximo apogeo. No olvidando que la pandemia del COVID-19, redujo al inicio de este año el registro de patentes, a solamente 18 casos.



Figura 27 Años en los que se han registrado patentes de exoesqueletos de tobillo

Otro de los aspectos con mayor relevancia, es el lugar en donde se realizó el registro de las patentes, dado que nos muestra los países con mayor interés en el desarrollo de este tipo de exoesqueletos; como se muestra en la Figura 28 el país con mayor número de registros fue Estados Unidos con 240, seguido por China con 223 registros; lo cual es de esperarse, debido a su nivel de desarrollo tecnológico.

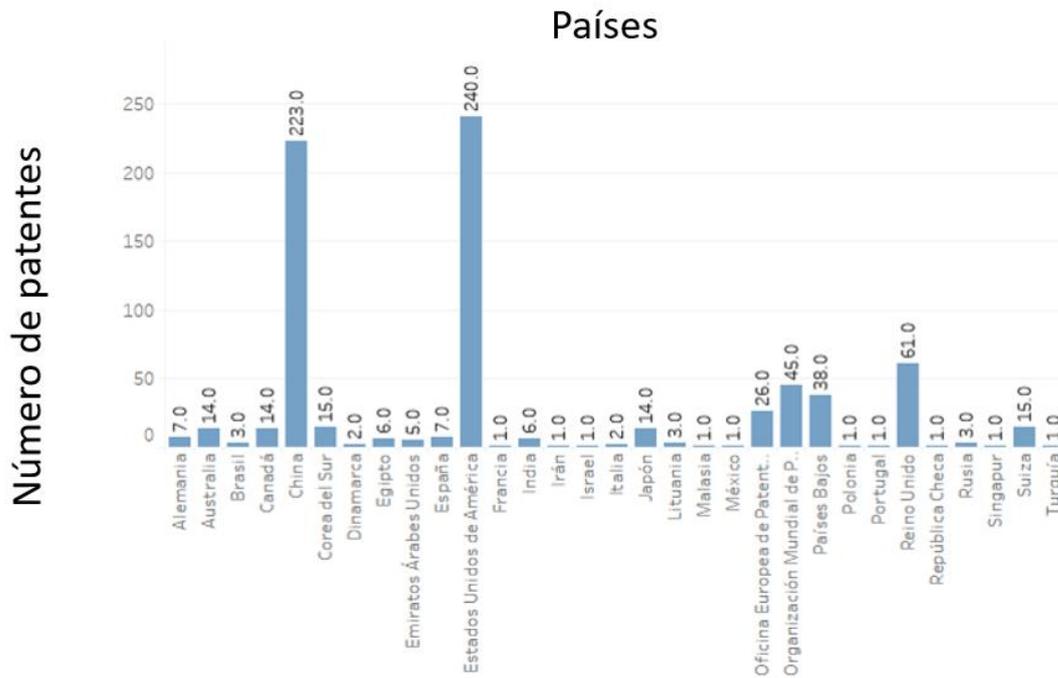


Figura 28 Países en los que se han registrado patentes de exoesqueletos de tobillo.

Uno de los aspectos que más relevancia tiene al momento de realizar un registro de patentes, es la clasificación que tendrán a nivel Internacional, que es el IPC (Clasificación Internacional de Patentes); como se muestra en la Figura 29, en donde se destaca la clasificación A61F5/00 con 316 patentes, la cual se refiere a los métodos o dispositivos ortopédicos para el tratamiento no quirúrgico de huesos o articulaciones; por ello cobra sentido debido a que los exoesqueletos tienen como objetivo el apoyo y rehabilitación de las articulaciones.

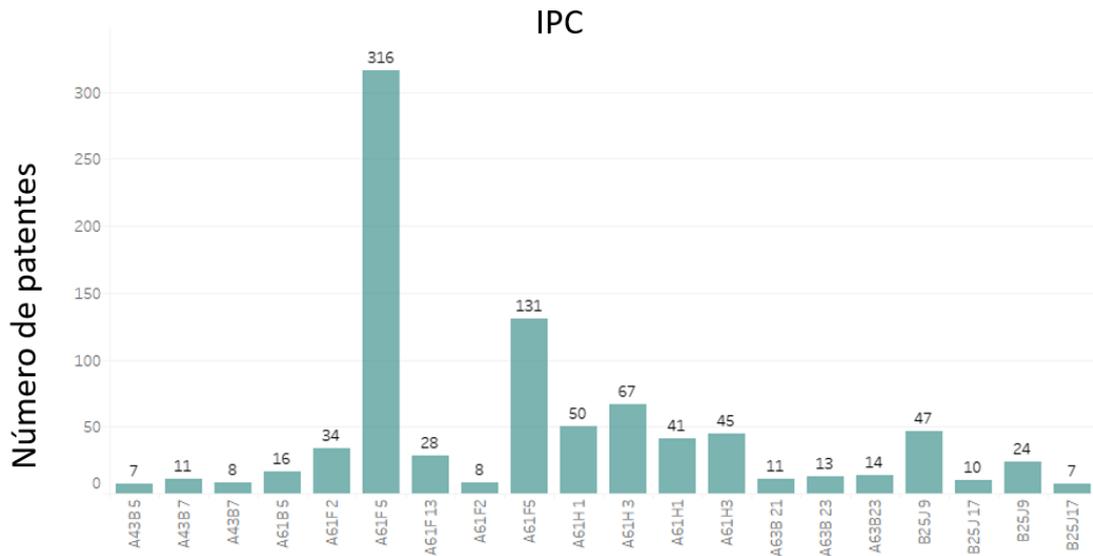


Figura 29 Clasificación Internacional de Patentes que se ha otorgado a los exoesqueletos.

Finalmente, no se puede dejar de lado la clasificación CPC (Clasificación Cooperativa de Patentes), siendo este el principal esquema de clasificación de la EPO (Oficina de patentes Europea), como se muestra en la Figura 30, el que tiene mayor número de registros es el A61F5/0111 con 37 patente; y a diferencia de IPC en el CPC los últimos cuatro dígitos, representan el lugar en donde se localizan los dispositivos para apoyo en las articulaciones, siendo en este caso pies o tobillo.

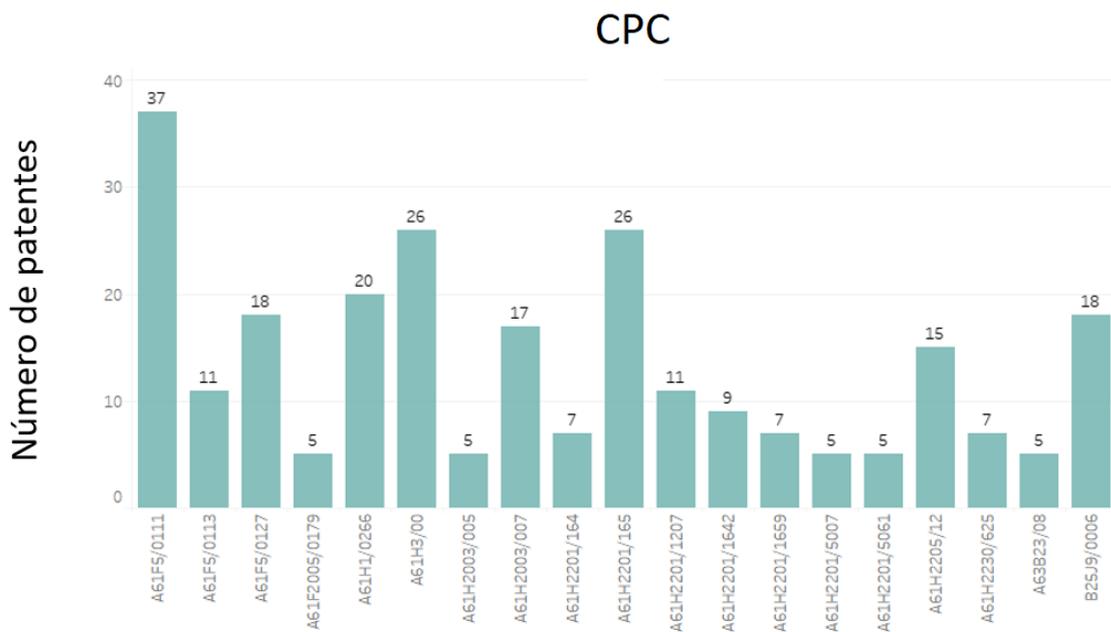


Figura 30 Clasificación Cooperativa de Patentes que se ha otorgado a los exoesqueletos

4. Capítulo 4: Metodología de TOBEXER

4.1 Metodología del diseño

Para el diseño de exoesqueletos, lo primero que se debe considerar es que estos dispositivos son considerados equipos médicos, ya que cumplen con el concepto que establece la NOM-241-SSA1-2012 Buenas prácticas de fabricación para establecimientos dedicados a la fabricación de dispositivos médicos, en donde definen al equipo médico como "los aparatos, accesorios e instrumental para uso específico, destinados a la atención médica, quirúrgica o a procedimientos de exploración, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación de pacientes, así como aquellos para efectuar actividades de investigación biomédica" (NORMA Oficial Mexicana NOM-241-SSA1-2012, Buenas prácticas de fabricación para establecimientos dedicados a la fabricación de dispositivos médicos, 2012); y en específico se encuentran entre los equipos conocidos como prótesis, órtesis y ayudas funcionales, ya que son los dispositivos destinados a sustituir o complementar una función, un órgano o un tejido del cuerpo humano (NORMA Oficial Mexicana NOM-241-SSA1-2012, Buenas prácticas de fabricación para establecimientos dedicados a la fabricación de dispositivos médicos, 2012); con lo cual TOBEXER cumple, debido a que uno de sus módulos está destinado al tratamiento y rehabilitación de la articulación de tobillo; y por otro lado, el otro módulo que lo conforma complementa y potencia su función; por lo tanto, TOBEXER se considera un equipo médico.

Al considerarse un equipo médico, su diseño se ve como una combinación de métodos de disciplinas de ingeniería, agencias reguladoras gubernamentales y compañías independientes de certificación y cumplimiento (Tamsin & Bach, 2014); por lo que, se abordará desde la perspectiva de la ingeniería, que define al diseño como "el proceso de creación de un sistema, componente, o proceso que cumple con las expectativas esperadas. Es un proceso de toma de decisiones (generalmente iterativo), en el que las ciencias experimentales, la matemática y las ciencias de la ingeniería se combinan para convertir recursos en una forma óptima con el fin de lograr objetivos establecidos" (Grech Mayor, 2013). Con lo que podemos ver, que el diseño es el responsable de que el producto tenga las funciones, para las que ha sido concebido y su funcionamiento sea el adecuado durante todo el ciclo de vida del producto (Riba Romeva, 2002).

Por lo que, existen diferentes herramientas para el diseño, entre las que se encuentra el diseño centrado en el ensamble (DFA); en este enfoque el montaje de un producto, "consiste en la manipulación y composición de diversas piezas y componentes, la unión entre ellas, su ajuste, la puesta a punto y la verificación de un conjunto para que el

mismo adquiera la funcionalidad para la cual ha sido concebido" (Riba Romeva, 2002); este enfoque del diseño nos permite establecer un camino para la aceptación del producto, empujándolo al rediseño y ofreciendo un potencial para la reducción de costos de producción.

Con este enfoque se estableció una metodología, que estará dividida en tres etapas, como se observa en la Figura 31:

Etapa 1: Constará de la búsqueda de información, por lo que se dividió en dos fases:

- a) Fase de análisis cuantitativo: búsqueda en diferentes bases de datos, de los cuales solo se considerarán los artículos sobre exoesqueletos de tobillo que se publicaron del 2014 en adelante.
- b) Fase de análisis patentométrico: búsqueda en diferentes bases de datos, en donde se tomarán en cuenta todas las patentes que cumplan con los criterios de inclusión. Posteriormente, se realizará el análisis de datos, en donde se empleará el software de OpenRefine y para la generación de gráficas se utilizará Tableau.

Etapa 2 (Requerimientos de usuario/ Parámetros de fabricación): constará de la especificación del exoesqueleto, por lo cual estará dividido en tres fases:

- a) Medición de las métricas del paciente X: se obtendrán las medidas del miembro inferior del paciente X y su rango de movimiento; además se identificará el rango de movimiento considerando el 95 % de la población.
- b) Análisis de la cinemática directa con las métricas del paciente X, para cada módulo: se determinarán las posiciones y ángulos necesarios para una marcha normal, además se elaborará un modelo estático de las posiciones iniciales y finales para el módulo de rehabilitación.
- c) Selección del tipo de actuador: estará determinado por las restricciones del módulo, tanto para el potenciador de tobillo como para el módulo de rehabilitación (espacio de trabajo, peso, tamaño del actuador, tamaño del generador de energía, entre otros).

Etapa 3 Diseño del modelo físico experimental:

- Centrado en el paciente X: a partir de las posiciones que debe tener cada módulo y del tipo de actuador establecido; se realizará un diseño a partir de un primer modelo para cada módulo; después mediante el empleo de herramientas de

simulación, se emularán los movimientos que realizará cada módulo del exoesqueleto.

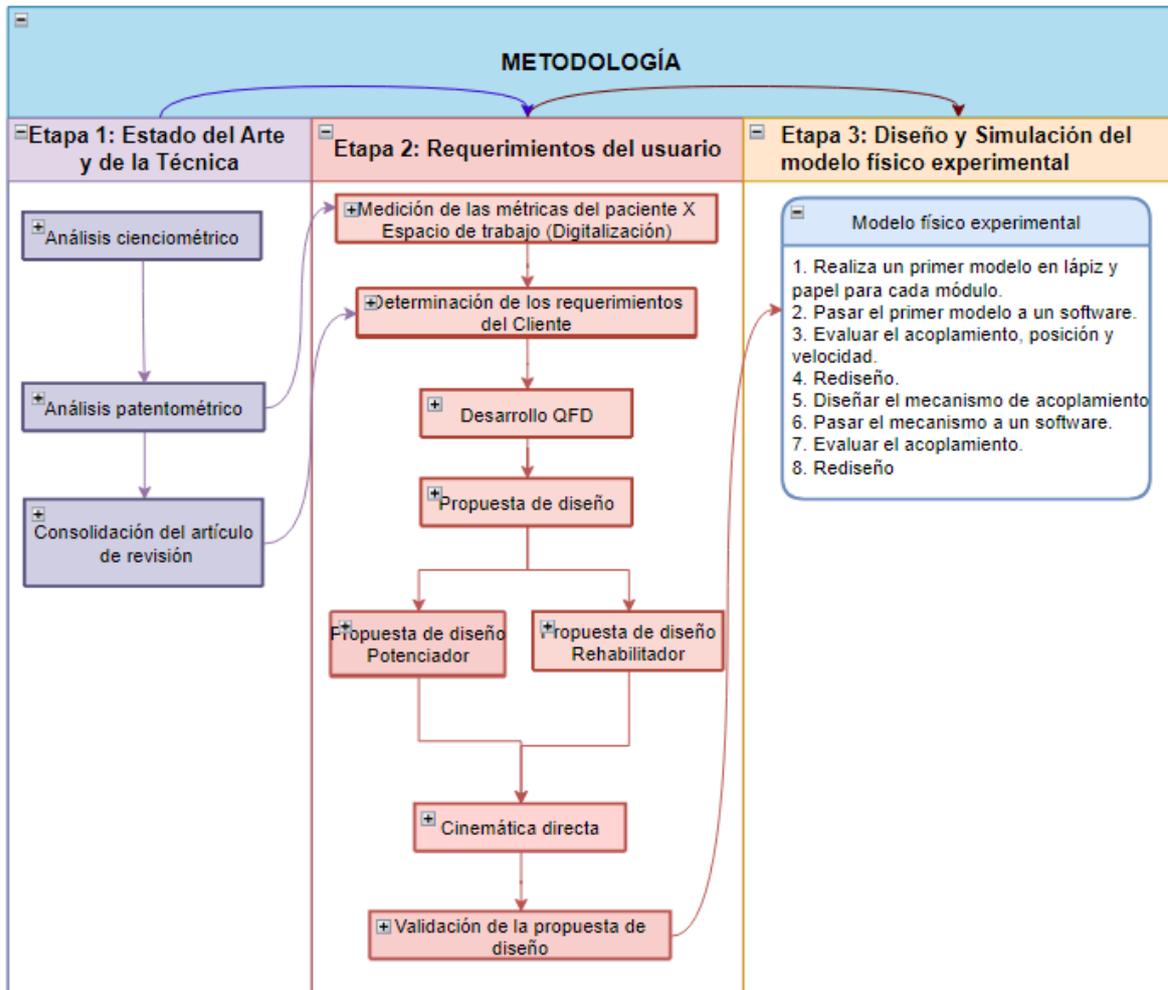


Figura 31 Metodología para el diseño de TOBEXER

4.2 Concepto de diseño de TOBEXER

TOBEXER consta de dos módulos fundamentales, los cuales deben de cumplir con los requerimientos del cliente, estos requerimientos fueron establecidos con respecto a los 15 exoesqueletos que fueron seleccionados, ya que no solo cumplían con los criterios de inclusión y exclusión, sino que además lograban hasta cierto punto realizar el objetivo planteado en el proyecto. Los primeros requerimientos que se establecieron fueron:

1. Fuerza.
2. Rango de ángulos.
3. Componentes

4. DOF (Grado de libertad)
5. Velocidad
6. Estructura (Rígida / Suave)
7. Nivel de asistencia en la marcha
8. Rango de edades
9. Actuador
10. ROM (rango de movimiento)
11. Módulos (división modular)
12. Materiales
13. Función (Potenciación/Rehabilitación)
14. Masa
15. Comercial/ Académico
16. Tipo de usuario
17. Especificaciones del usuario (Sexo, peso, peso extra y condición) para las pruebas.

Se sometieron los artículos a dichas categorías, sin embargo una de las categorías no tuvo diferencia, por lo que se eliminó este requerimiento que fue si el exoesqueleto era Comercial/ Académico.

Lo que nos llevó a las siguientes tablas donde se encuentra el análisis de estos artículos (Tabla 6, Tabla 7, Tabla 8, Tabla 9, Tabla 10, Tabla 11 y Tabla 12):

Tabla 6 Comparación de exoesqueletos con base en los requerimientos técnicos (Parte 1).

Requerimiento	Ace-Ankle	Achilles	Assiston-Ankle	C-Jae	Development of an unpowered ankle exoskeleton for walking assist	WAE (walking assist exoskeletons)	Design of Two Lightweight, High-Bandwidth	Design of a Novel Compact Adaptive Ankle Exoskeleton
Fuerza		1N to 100 N ancho de banda de 8,1 y 20,6 Hz y 80,2 W	Fuerza estática 300 N y fuerza continua 190 N, ancho de banda 16-24 Hz	1-Actuador (PF-DF) 21,32 Nm 2-Actuador (IV-EV) 3,52 Nm	Varía entre 3,5 y 6,5 KN/m;; Momento máximo de 115 Nm	Torque de 250 Nm	Torque máximo de 120 N	Momento de la articulación del tobillo: en una caminata normal 1,55 Nm/kg, caminata rápida 1,66 Nm/kg; y cargando 22,5 kg al momento del aumento va a 2,33 Nm/kg
Rango de ángulos	Dorsi/plantar flexión(44.71-39.38,45/+30) Inv/Eversión (10.29/10.38 +/-10) Ad/Abducción (19.98/34.4,-10/+35)		Dorsi/plantar flexión (80/84) Ad/Abducción (23/41)	Dorsi/plantar flexión (20/50), Inv/Eversión (35/25), RE/RI (25/20)	Dorsi/plantar flexión (45/20)	Dorsi/plantar flexión (20/50)	Dorsi/plantar flexión (20/30)	Dorsi/plantar flexión (20/50)
Componentes	Centro de rotación del módulo del tobillo alineado con el centro de rotación del soldado;; dos cadenas esféricas;; tres enconders;;	Actuador elástico: motor eléctrico y un husillo de engranaje con ballesta reforzada con fibra de carbono como brazo de palanca,	Tres actuadores lineales UPS;; cable de transmisión Bowden;; sensores y celdas de control;; dos configuraciones 3UPS y 3RPS	2 Motores eléctricos: 1- para flexión plantar y dorsiflexión; 2- rotación externa e interna	Formado por un componente vertical de vástago y un componente del pie; conectados por un PAM	2 módulos: PAM, tornillo de presión, placa de pie	Alpha: Cuerda que contacta con el talón, correa que a ajusta en la espinilla, ambas partes se conectan con una placa con bisagras que se incrustan en el zapato; el conducto del cable Bowden se une al marco del vástago, mientras que el cable Bowden terminó en el resorte en serie; por otra parte el diseño beta; además de lo anterior incluye una placa de titanio y un soporte de cable Bowden de fibra de carbono hueco	Está compuesto por un motor eléctrico que acciona un husillo a través de un par de engranajes rectos y un módulo de resorte no lineal, que consta de una leva montada en la tuerca del tornillo

Tabla 7 Comparación de exoesqueletos con base en los requerimientos técnicos (Parte 2).

Requerimiento	Ace-Ankle	Achilles	Assiston-Ankle	C-Jae	Development of an unpowered ankle exoskeleton for walking assist	WAE (walking assist exoskeletons)	Design of Two Lightweight, High-Bandwidth	Design of a Novel Compact Adaptive Ankle Exoskeleton
DOF	1	1	6	3	1	1	3	1
Velocidad	1.666 m/s	0.277 m/s (25000rpm)	1 m/s	2.5 m/s	1.3 m/s	1.32 m/s	1.25 m/s	
Nivel de asistencia		Aumenta un 52% en la flexión plantar		15% de asistencia en la marcha	30 % de ganancia del ciclo de la marcha	25% del torque natural en flexión plantar		Reduce el costo metabólico de un 7.2% +/- 2.6 % al momento de caminar
Rígido/Suave	Rígido	Suave	Suave	Rígido	Suave	Rígido	Rígido	Suave
Edad	20-30					22,2+/- 2,4 años	35 años	26
Actuador	Tres enconders para medir los ángulos de rotación de los tres pares de revolución	Un actuador lineal, motor eléctrico	Actuador lineal (SEAs), utilizando un cable de transmisión Bowden	Motor eléctrico	PAM (músculo neumático artificial) el cual está controlado por un mecanismo de secuencia (levas, pasadores, resortes y trinquete)	PAM ajustable no lineal	Motor externo, con una transmisión mecánica por un cable de Bowden	Actuadores elásticos en serie (SEA): motor eléctrico
ROM	-45° a +35°		87°,86° y 150 mm	50° en todas las posiciones				50°

Tabla 8 Comparación de exoesqueletos con base en los requerimientos técnicos (Parte 3).

Requerimiento	Ace-Ankle	Achilles	Assiston-Ankle	C-Jae	Development of an unpowered ankle exoskeleton for walking assist	WAE (walking assist exoskeletons)	Design of Two Lightweight, High-Bandwidth	Design of a Novel Compact Adaptive Ankle Exoskeleton
Módulos	2-cadenas esféricas conectadas en paralelo	2 módulos: cuenca del pie, conectada por una ballesta al actuador lineal, y una carcasa superior que se acomoda en la parte inferior de la pierna	3 módulos, corona superior e inferior que sostiene a los tres actuadores con el cable Bowden, y el conector plantar	4 módulos: 1-Dorsi flexion y plantar, 2-Inversion y eversión, 3-Rotación externa e interna y 4 unidad de conexión	1-Segmento de mango, segmento de base, caja y mecanismo de carga PAM		1: Brazo de palanca, resorte y articulación, 2: puntales y soporte de cable Bowden, 3: Placas de los dedos de los pies; 4: Correas, 5: cableado y sensores	
Materiales	Aluminio	SEA resorte elástico, fibra de carbono	Aluminio 6061, velcro		Acero y aluminio	Preliminar: mediante impresión 3, después se utilizó componentes de aluminio de bajo estrés PLA y acero	Titanio, fibra de carbono, cable de Bowden	
Función	Potenciación	Potenciación	Rehabilitación	Rehabilitación	Asistencia, reduce la fatiga muscular durante el esfuerzo físico	Potenciación	Potenciación	Asistencia en la marcha
Masa		1.5 kg	4.25 kg	2.6 kg	1.35 kg	1.51 kg	Exoesqueleto Alfa 0,835 kg y Beta 0,875 kg	
Usuario	Sanos, Soldados	Sano	Hemiparesia crónica	Personas paralizadas o físicamente débiles	Sano	Sano	Sano	Sano
Paciente de pruebas	Hombres, 71.4 (+/- 6.2 kg) Sano, y 30 kg extra	Hombres 80 kg, Sano, 5.2 kg extra		Hombres, 60 kg, Sano	Hombres, 80 kg, sano	Usuarios de 70.4 +/- 15.7 kg, Sano	Hombre, 77 kg, Sano	Hombre, 62.5 kg, peso extra 22.5 kg

Tabla 9 Comparación de exoesqueletos con base en los requerimientos técnicos (Parte 4).

Requerimiento	Design of a simple, lightweight, passive-elastic ankle exoskeleton supporting ankle joint stiffness (PEAX)	Design of a Low Profile, Unpowered Ankle Exoskeleton That Fits Under Clothes: Overcoming Practical Barriers to Widespread Societal Adoption	Design and Control of a Multifunctional Ankle Exoskeleton Powered by Magnetorheological Actuators to Assist Walking, Jumping and Landing	Design and development of a lightweight ankle exoskeleton for human walking augmentation (WAXO)	Design and Evaluation of an Active Ankle Exoskeleton in Gait Assistance	ExoBoot	Passive ankle exoskeleton: design and Practical Evaluation
Fuerza	Cada resorte envía 3700 N/m y el resorte de tres tiene 1233 N /m	1.3 kN/m, fuerza que va de 100-900 N	Torque máximo 90 N.m	Al menos 30 Nm de torque de flexión plantar, y los cables necesitan transmitir 360N	72 Nm/rad	39Nm a 483kPa;; torque de 20 Nm a 50 Nm	5 N/mm a 12 Nmm
Rango de ángulos	Dorsiflexión (35)	Dorsiflexión (50)		Dorsi/plantar flexión (15/11)		Dorsi/plantar flexión (60/120)	
Componentes	Parte superior del exoesqueleto, cada resorte tiene una holgura de 8 cm y conecta la varilla trasera a la parte superior en la posición neutra, tiene un pasador de tope que funciona como un embrague unidireccional	Embrague consta de 5 elementos: resorte de reinicio, correa, deslizador, pinza superior, pinza inferior y espaciador.	Unidad de poder: moto reductora, correa, embrague MR, carrete;; bobina de embrague, entrada y salida de embrague, cable, zona de corte MR, moto reductor, pistón y su vástago; polea móvil, cilindro esclavo	Puntuales, funda y cable en dirección vertical, soporte de enrutamiento de cables unido a la espinilla, cable en la dirección de la fuerza de tracción, correas de sujeción, fideos de freno en V, almohadilla protectora suave	Exoesqueleto motorizado: unidad de microcontrolador STM32F407 (MCU), electroimán KSD15-31, codificador ENC-16-EASY (mide la posición de un motor DC) , controlador de posicionamiento -Cdigital Maxon EPOS 50/5 , resistencia sensible a la fuerza FSR IMS009-C7.5; el exoesqueleto se utilizan dos sensores de actitud JY901 instalados paralelos a la placa y al vástago	Actuador inflable textil, suministro neumático, IMU y línea de comunicación, sistema de cordones laterales, bota textil blanda demasiado abierta.	Estructura de acero inoxidable, junta de bisagra simple, plantilla de plástico, muelle lineal, embrague mecánico: (cojinete de trinquete, tornillo de retención, cojinete de trinquete, polea, pasador de enganche, trinquete, pasador de desenganche, placa de montaje inclinada, tapa de cojinete), correa de sujeción

Tabla 10 Comparación de exoesqueletos con base en los requerimientos técnicos (Parte 5).

Requerimiento	Design of a simple, lightweight, passive-elastic ankle exoskeleton supporting ankle joint stiffness (PEAX)	Design of a Low Profile, Unpowered Ankle Exoskeleton That Fits Under Clothes: Overcoming Practical Barriers to Widespread Societal Adoption	Design and Control of a Multifunctional Ankle Exoskeleton Powered by Magnetorheological Actuators to Assist Walking, Jumping and Landing	Design and development of a lightweight ankle exoskeleton for human walking augmentation (WAXO)	Design and Evaluation of an Active Ankle Exoskeleton in Gait Assistance	ExoBoot	Passive ankle exoskeleton: design and Practical Evaluation
DOF	1	1	1	1	1	1	1
Velocidad		1.25 m/s	1.4 m/s	1.2 m/s	1.25 m/s	1.3 m/s	1.111 m/s
Nivel de asistencia		Reduce del 5-17% en la actividad promedio del soleo	Reduce el 5.6% del costo energético	Reduce el gasto metabólico de un 7.2% +/- 2.6%	Reduce el costo energético en un 7%		Reduce el 10% del costo metabólico
Rígido/Suave	Suave	Suave	Rígido	Suave	Suave/ flexible	Suave	Rígido /flexible
Edad	27 +/- 4 años	22 a 27 años	32+/- 2,3 años				22-37 años
Actuador	Tensión en los tres resortes	Embrague de fricción sin alimentación para activar el resorte de asistencia rígido durante la fase de apoyo de andar y se engrana durante el balanceo de la pierna	Embragues magnetorreológicos (MR), un solo motor liviano de alta velocidad acoplado con dos embragues	Utiliza cables Bowden, la unidad de actuación está compuesta por un motor DC sin escobillas (BLDC) de 200 W	Motor DC controlada por una unidad de microcontrolador STM32F407	Actuador inflable de base textil	Resorte lineal controlado con el embrague metálico
ROM	5°-35°	50°	30°	15°		120°	

Tabla 11 Comparación de exoesqueletos con base en los requerimientos técnicos (Parte 6).

Requerimiento	Design of a simple, lightweight, passive-elastic ankle exoskeleton supporting ankle joint stiffness (PEAX)	Design of a Low Profile, Unpowered Ankle Exoskeleton That Fits Under Clothes: Overcoming Practical Barriers to Widespread Societal Adoption	Design and Control of a Multifunctional Ankle Exoskeleton Powered by Magnetorheological Actuators to Assist Walking, Jumping and Landing	Design and development of a lightweight ankle exoskeleton for human walking augmentation (WAXO)	Design and Evaluation of an Active Ankle Exoskeleton in Gait Assistance	ExoBoot	Passive ankle exoskeleton: design and Paractical Evaluation
Módulos	Dos módulos: 1) modulo superior y 2) modulo inferior conectados entre sí por medio de tres resortes en tensión	El exoesqueleto está integrado en el zapato y debajo de la ropa, se coloca con una correa de velcro en la parte superior, y se usó para proporcionar una compresión ligera y distribuir las fuerzas. El embrague de fricción consta de 5 elementos centrales: resorte de reinicio, deslizador, pinza superior, piza inferior y espaciador	Se divide en 5 módulos: a) Deslocalización de la unidad de potencia de la articulación accionada, b) Unidad de potencia con una vista en sección transversal del mecanismo interior del embrague MR, c) parte de la unidad de potencia con mecanismo exterior de cable/ polea que oculta el embrague MR, d) Fijación del cilindro esclavo en el vástago y el pie	Unidad de actuación (cintura), caja electrónica (cintura), puntales incluye los tornillos (pie)	Módulos: 1) Ortesis, unidad de control (MCU, attitude sensor, control de posición digital, FSR), encoder y motor DC	1) La bota: consta de dos partes laterales y una lengüeta 2) la capa de nailon tejido restringe la extensión de la bota, 3) se cose un sistema de ajuste de cordones en la bota, la lengüeta y la cremallera 4) Funda blanda IMU hecha de dos capas de Fabriofoam y cosida a la bota entre la putera y el borde inferior del actuador 5) Actuador inflable integrado en el maletero	

Tabla 12 Comparación de exoesqueletos con base en los requerimientos técnicos (Parte 7).

Requerimiento	Design of a simple, lightweight, passive-elastic ankle exoskeleton supporting ankle joint stiffness (PEAX)	Design of a Low Profile, Unpowered Ankle Exoskeleton That Fits Under Clothes: Overcoming Practical Barriers to Widespread Societal Adoption	Design and Control of a Multifunctional Ankle Exoskeleton Powered by Magnetorheological Actuators to Assist Walking, Jumping and Landing	Design and development of a lightweight ankle exoskeleton for human walking augmentation (WAXO)	Design and Evaluation of an Active Ankle Exoskeleton in Gait Assistance	ExoBoot	Passive ankle exoskeleton: design and Practical Evaluation
Materiales	Aluminio 7075	Revestimiento de gel (elastómero termoplástico), nickel, látex, nailon, caucho, dyneema	Sensores de presión (PXRAN1BH667PSAAX, Honeywell), sensor óptico (GP2Y0A51SK0F, Sharp), controlador de velocidad (Ezrun-150-A-pro, Hobbywing) suministrado con baterías LiPo 6S, dos servo accionamientos (AMC30A8), plataforma de simulación en tiempo real (OP4510, Opal-RT)	Abrazadera impresa en 3D, cables de Bowden	Poliuretano	Poliuretano termoplástico (TPU) , tubos flexibles la tela está construida de nailon, fabriofoam	Acero inoxidable, aluminio, plástico
Función	Suplantar la función del tendón de Aquiles y los ligamentos	Potenciación	Potenciación	Potenciación	Potenciación	Potenciación	Potenciación
Masa	1.08 kg	0.459 kg	6.2 Kg incluidos 0.9 Kg en cada pierna	2.045 kg	1.35 kg	0.255 kg	0.8 kg
Usuario	Sano	Ancianos, individuos con deterioro del músculo flexor plantar, usuarios recreativos	Sano	Sano			Sano
Paciente de pruebas	Hombre, 68 +/- 5kg, sano, 2kg extra	Hombre, 84 a 93 kg, Sano	Hombres y 1 mujer, 81 +/- 4.6 kg, Sanos	Hombres, 60 kg			Hombres, 71-81 kg, sano

Posteriormente a este análisis se establecieron los requerimientos del cliente a los que se someterían los exoesqueletos a evaluación, además se dividieron si estos requerimientos los cumplirían los exoesqueletos de potenciación, los de rehabilitación o ambos:

1. Fuerza de apoyo (Potenciación).
2. Fuerza de movimiento (Rehabilitación).
3. Velocidad de la marcha (Potenciación).
4. Estructura (Ambas funciones).
5. DOF-1 (Potenciación).
6. DOF-2 (Rehabilitación).
7. Rango de edad (Ambas funciones).
8. Movimiento anatómico (Ambas funciones).
9. Rango de edad (Ambas funciones).
10. Movimiento anatómico (Ambas funciones).
11. Modularidad (Ambas funciones).
12. Masa (Ambas funciones).
13. Compatibilidad entre módulos (Ambas funciones).
14. Mantenimiento simple (Ambas funciones).
15. Confiable (Ambas funciones).
16. Económico (Ambas funciones).

Los cuales se convertirían en los “QUÉS” de la casa de la calidad, posteriormente en el paso 5 de la casa de la calidad se establecen los “CÓMOS” con los que se deberán satisfacer los “QUÉS”, los cuales también están divididos con respecto a una función o ambas funciones:

1. Actuador Lineal (Potenciación).
2. Área de trabajo (Potenciación).
3. ROM (Movimiento angular potenciación).
4. Ciclo de trabajo (Potenciación).
5. Compactibilidad (Potenciación).
6. Transmisión simple un plano (Potenciación).
7. Especificaciones del Usuario (Peso, edad) [Ambas funciones].
8. Dimensionalidad (Plataforma móvil) [Ambas funciones].
9. Número de piezas (DFA) [Ambas funciones].
10. Interfaz (Materiales) [Ambas funciones].
11. Área de trabajo (Rehabilitación).

12. Ciclo de trabajo (Rehabilitación).
13. Movimiento Multiplanar (Rehabilitación).
14. Actuador (Rehabilitación).
15. ROM (Movimiento angular en Rehabilitación).

Posteriormente se realizó el análisis de los CÓMOS, donde se establece si existe alguna correlación entre los CÓMOS, como se puede observar en la Figura 32:

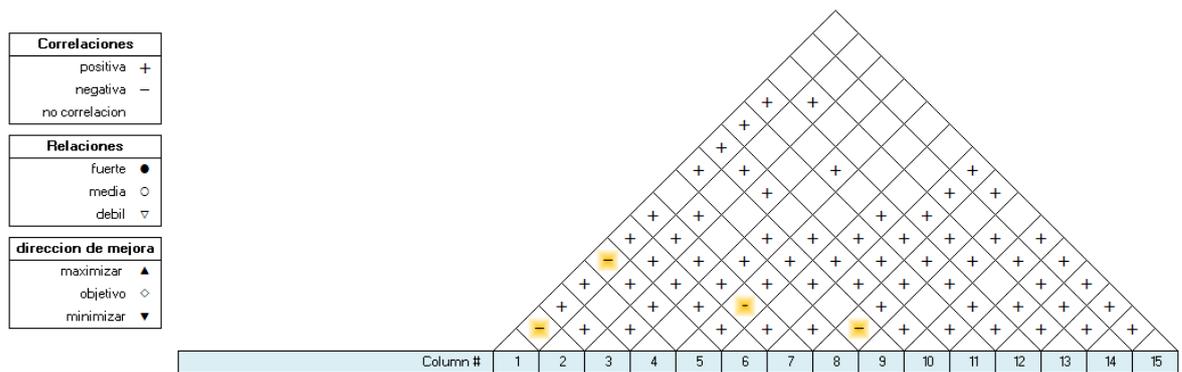


Figura 32 Correlación entre los CÓMOS.

Posteriormente se establecen la matriz de relación entre los QUÉS y lo CÓMOS; como se puede observar en la Figura 33; después se cuantifican los objetivos de los CÓMOS, estos objetivos son, los cuales también se dividen con respecto a la función:

1. Actuador lineal (Potenciación).
2. 400X445X400 mm (Potenciación).
3. Dorsi flexión (6-10°) y flexión plantar (20-30°) [Potenciación].
4. 10 000 pasos por día y 1.66 m/s (potenciación).
5. < 2.66 kg (potenciación).
6. DOF-1 (potenciación).
7. Pacientes > 18 años, >80 kg (ambas funciones).
8. Que pueda cambiar del 5 al 95 percentil (Ambas funciones).
9. 60% DFA (Ambas funciones).
10. Que pueda cambiar de potenciador a rehabilitador (Ambas funciones).
11. 600X600X1000 mm (Rehabilitador).
12. DOF-2 (Rehabilitador).
13. Actuador lineal (Rehabilitador).
14. Dorsi flexión: 0 a 30°, Flexión plantar: 0 a 50°; Inversión 0 a 60°, Eversión 0 a 30°.

Posteriormente se estableció para cada objetivo la dificultad, y se describió la razón de esta dificultad, como se puede observar en la siguiente Tabla 13.

Tabla 13 Muestra los objetivos planteados para los COMOS, así como su dificultad, el por qué esta dificultad y su importancia relativa.

Objetivo	Dificultad	Descripción	Peso relativo
Actuador lineal (Potenciación).	6	Se cuenta con el tipo de actuador pero falta su acoplamiento a su sistema	8%
400X445X400 mm (Potenciación).	6	Por el tipo de acoplamiento es posible sobrepasar el espacio de trabajo, el sistema debe adaptarse al usuario	5%
Dorsi flexión (6-10°) y flexión plantar (20-30°) [Potenciación].	6	Que el ritmo entre el cambio de dorsiflexión y flexión plantar se de en el momento correcto	7%
10 000 pasos por día y 1.66 m/s (potenciación).	7	Requiere más tiempo de análisis y depende del actuador	10%
< 2.66 kg (potenciación).	4	Es complicado disminuir el peso por el actuador y el tipo de material que se necesitaría para lograrlo	7%
DOF-1 (potenciación).	5	Depende en gran medida del tipo de actuador	9%
Pacientes > 18 años, >80 kg (ambas funciones).	6	Se debe adaptar al usuario definido pero debe poder cambiar sus dimensiones a una gama de especificaciones	8%
Que pueda cambiar del 5 al 95 percentil (Ambas funciones).	7	Las plataformas móviles pueden ser inestables y aumenta el factor de desgaste	3%
60% DFA (Ambas funciones).	8	La simplificación de las piezas no necesarias	7%
Que pueda cambiar de potenciador a rehabilitador (Ambas funciones).	8	Se requiere más tiempo de análisis para lograr el intercambio	8%
600X600X1000 mm (Rehabilitador).	7	En algún movimiento se llegue a una inconsistencia en el movimiento	6%
DOF-2 (Rehabilitador).	8	El posicionamiento de los actuadores en la base que permita los 4 movimientos en 2 DOF	8%
Actuador lineal (Rehabilitador).	6	El tamaño del actuador y su posición en la base, además de su dependencia directa con el tipo de paciente	9%
Dorsi flexión: 0 a 30°, Flexión plantar: 0 a 50°; Inversión 0 a 60°, Eversión 0 a 30°.	6	Llegar a los grados de libertad solicitados y su dependencia directa con el actuador y el paciente	6%

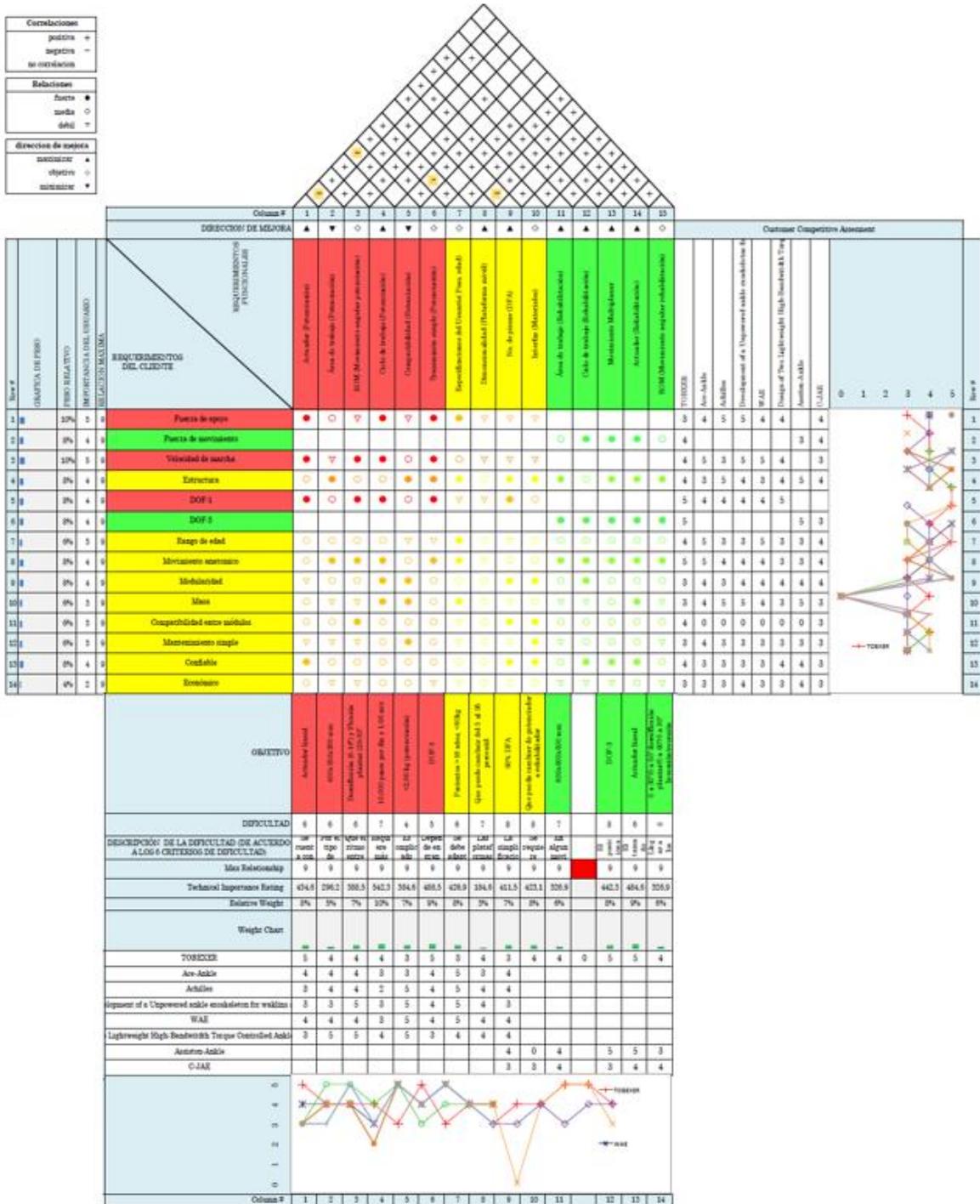


Figura 33 QFD con el objetivo de determinar los requerimientos funcionales con respecto a los requerimientos del cliente.

4.3 Métricas del sujeto X

Paralelo al análisis cuantitativo se realizó un escaneo del tobillo del sujeto X, el cual es de la persona a cargo de este proyecto, en donde se utilizó EINSCAN PRO, con lo cual se necesitó que el pie estuviera desnudo de la rodilla hacia abajo; además de que se ocupó una base que diera estabilidad a la pierna y que se pudiera escanear adecuadamente, de tal forma que se hiciera un escaneo 360°. Toda vez que se logró realizar el escaneo, se guardó como .obj para posteriormente pasarlo al software MAYA y de esta forma poder escalarlo a las medidas del sujeto las cuales se pueden observar en la Tabla 14.

Tabla 14 Medidas antropométricas de una población femenina de 18 a 65 años (Ávila Chaurand, Prado León, & González Muñoz, 2007), comparándolas con las medidas del sujeto.

Percentil / Dimensiones (mm)	95%	50%	5%	Promedio	Sujeto
Altura de la rodilla	491	446	411	449	445
Longitud del pie	250	232	271	232	233.65
Ancho del pie	99	90	83	90	80.56

En la Figura 34, se muestra las diferentes perspectivas del modelo con algunas medidas que se utilizaron para poder digitalizar las primeras propuestas del concepto de diseño.

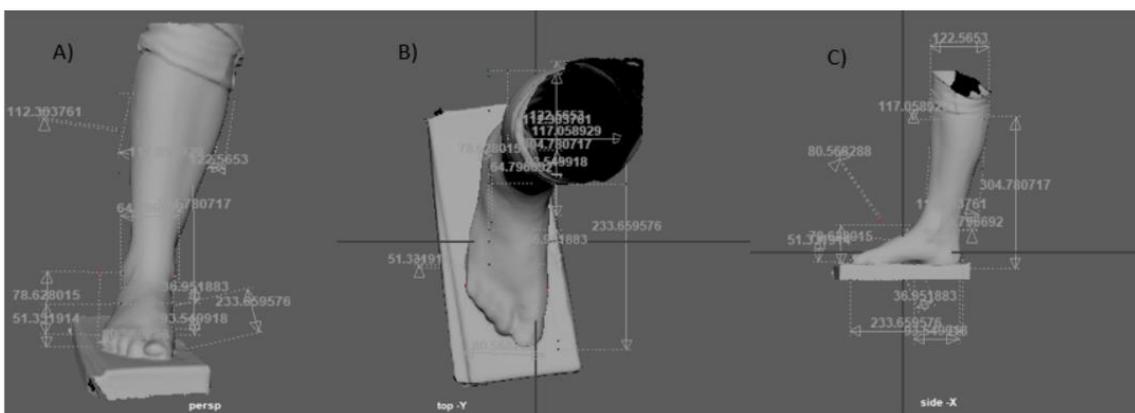


Figura 34 En el inciso A) se muestra la perspectiva frontal del modelo en MAYA, en el inciso B) se muestra la vista superior del modelo y en el inciso C) muestra la vista lateral del modelo.

4.4 Potenciador

Lo primero que se realizó fue un diseño preliminar en papel, que permitiera una visión inicial de la forma en la que se podía adaptar el exoesqueleto al miembro inferior; como se puede observar en los incisos a y b de la Figura 35; estas propuestas estaban guiadas por la información encontrada en los artículos y los diferentes exoesqueletos consultados.

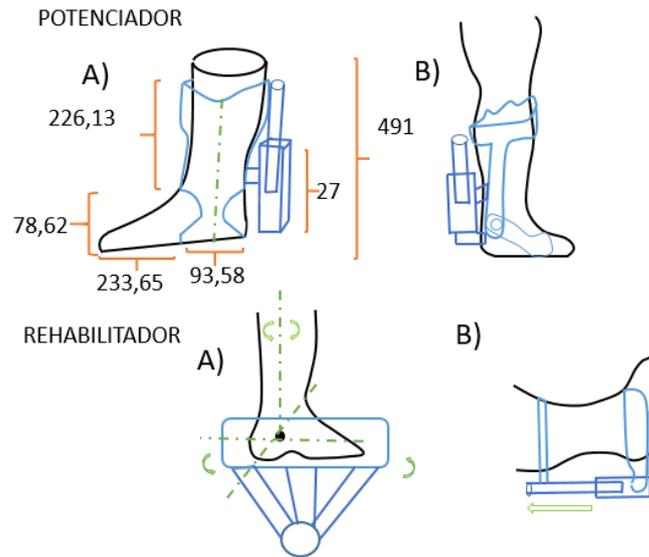


Figura 35 En la primera línea se observa el inciso A) se muestra el primer modelo conceptual del potenciador, el inciso B) se observa la segunda propuesta del modelo conceptual de potenciador, por otra parte, en la segunda fila se muestra el inciso A) de la primera base del modelo conceptual del rehabilitador y en el inciso B) de la segunda base del modelo conceptual del rehabilitador.

Inicialmente se estableció que se consideraría una estructura rígida al movimiento del pie, por lo que solo ayudaría al tendón de Aquiles; lo cual provocó que el diseño del potenciador fuera más robusto, como se puede observar en la visión explosionada del primer modelo en la Figura 36.

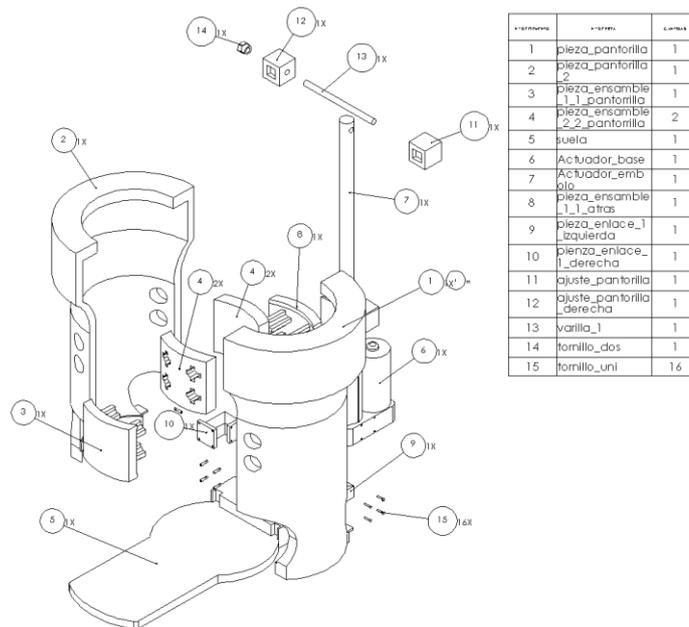


Figura 36 Muestra el explosionado de la primera digitalización del primer modelo conceptual.

Como se puede percibir el modelo es robusto y únicamente tiene un grado de libertad, por lo que cuenta con un único actuador lineal, el cual toma como base la parte final del exoesqueleto, con lo cual el recorrido es por la estructura; el movimiento producido por este diseño cumpliría aparentemente con la función del tendón de Aquiles.

Para determinar si este diseño podría ser un candidato del módulo de potenciador, se calculó índice de DFA, por lo tanto, se estableció si las piezas son esenciales o no esenciales. En la Figura 37, se puede observar la primera propuesta del potenciador en sus diferentes vistas y ensamblado.

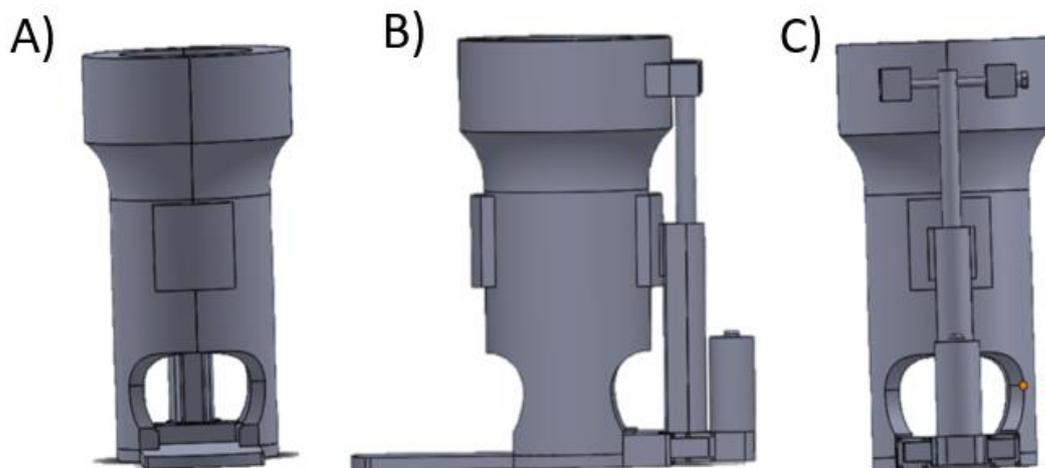


Figura 37 En el inciso A) se puede observar la vista frontal del exoesqueleto potenciador, en el inciso B) se puede observar la vista lateral del exoesqueleto y en el inciso C) se puede observar la vista trasera del exoesqueleto.

En la Tabla 15 se pueden observar las piezas y el tipo de pieza a la que se clasifica, en donde el tipo soporte se refiere a la base del dispositivo, en el caso de la unión es lo que permite ensamblar las piezas entre si y por último el de funcionalidad que permite el movimiento de flexión dorsal y flexión plantar.

Tabla 15 Se muestran las parte del exoesqueleto de tobillo para la potenciación, el tipo de pieza, el tipo de ensamble y la cantidad de piezas de ese tipo.

Parte	Teórico mínimo	Tipo de ensamble	Cantidad
Pieza pantorrilla_derecha	Soporte	B	1
Pieza pantorrilla_izquierda	Soporte	B	1
Suela	Soporte	B	1
Pieza_ensamble_1_pantorrilla	Unión	B	2
Pieza_ensamble_2_pantorrilla	Unión	B	1
Actuador_Base	Funcionalidad	A	1
Actuador_Embolo	Funcionalidad	A	1
Pieza_ensamble_1_1_atrás	Unión	B	1
Pieza_enlace_1_izquierda	Unión	B	1
Pieza_enlace_1_derecha	Unión	B	1
Ajuste_pantorrilla	Unión	B	1
Ajuste_pantorrilla_derecha	Unión	B	1
Varilla_1	Funcionalidad	A	1
Tornillo_dos	Unión	B	1
Tornillo_uni	Unión	B	16

Se calculó el DFA

$$DFA_{Index} = \frac{3 * Suma\ de\ partes\ esenciales}{Número\ total\ de\ partes} * 100\%$$

$$DFA_{index} = \frac{3 * 6}{31} * 100\% = 58.0654\%$$

El DFA es menor al 60%, por lo tanto el diseño no es aceptable por el momento, pero el valor es muy cercano al 60%, por lo que el diseño necesita un reajuste para poder ser ideal; sin embargo lo que se necesita una vez que se logre empalmar esta situación, es volver a reajustarlo, debido a que aún falta hacerlo de una dimensión que permita que el sistema sea móvil y probar el siguiente diseño para evaluarlo y analizar cuál es la mejor alternativa.

Debido a que el modelo anterior no se adaptaba totalmente a lo que se buscaba en el módulo de potenciación de la marcha, se tomó la decisión de rediseñarlo; al inicio se estableció que fuera de un 1 grado de libertad, sin embargo, después de realizar varios modelos y animarlos, esta condición no era suficiente para poder imitar de forma correcta la marcha.

Por lo que, se desarrolló un diseño de dos grados de libertad, el cual se puede observar en la Figura 38. Este diseño consta de un anillo superior, que correspondería a la base del sistema, debido a que es la parte fija del mismo; después está fijado a este anillo el actuador lineal; cuyo embolo se encuentra fijo al efector final del exoesqueleto, que consta con un segundo actuador eléctrico, que apoya a los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar del tobillo; mientras que el actuador lineal ayuda al levantamiento y apoyo a la articulación.

El efector final, consta de dos carcasas y una base tipo suela, que es donde el sujeto colocará su pie, además de que es ajustable y desmontable, lo que permitirá al usuario poder colocarla y retirarla cuando sea necesario.



Figura 38 Modelo del módulo de potenciador de TOBEXER, en SolidWorks.

Una vez que se ha decidido acerca de un diseño, lo que prosigue es la evaluación del mismo, para ver si cumple con el requerimiento de un índice de DFA de al menos el 60 %. Lo primero es describir las piezas que conforman el nuevo módulo de potenciación:

- La base: a diferencia del primer modelo, esta base se encuentra en la parte superior del mecanismo, la cual está conformada por un anillo, que se colocará sobre la comisura de la rodilla sin afectar el movimiento natural de esta articulación.
- Base del actuador lineal: se encuentra sujeta al anillo, mediante cuatro tornillos; y es la que permitirá el movimiento prismático sobre el eje Z, con el embolo del actuador.
- Embolo: es el cilindro que forma parte del actuador, y es el que se desliza dentro de la base del actuador hasta el efector final.

- Efector final: esta es la parte que brindará soporte a la articulación del tobillo, así como permitirá y apoyará su movimiento; lo conforman dos carcargas laterales, una suela, la base donde llega el embolo del actuador a sujetarse y el conector de las carcargas laterales.

Posteriormente, se clasifican todas las piezas de forma individual, se puede observar la Tabla 16; las cuales pueden ser de tipo soporte, lo que se refiere a la base del dispositivo; otras pueden tener el papel de unión, que en este sentido se refiere a que junten al menos dos piezas; y por último, el de funcionalidad, que permite el movimiento de dorsi-flexión y flexión plantar.

Tabla 16 Muestra las parte del exoesqueleto de tobillo para la potenciación, el tipo de pieza, el tipo de ensamble y la cantidad de piezas del mismo tipo.

Parte	Teórico mínimo	Tipo de ensamble	Cantidad
Anillo_pierna	Soporte	B	1
Tuerca_uni	Unión	B	4
Actuador_fin_1	Funcionalidad	A	1
Actuador_embolo	Funcionalidad	A	1
Tornillo_sostiene_actuador	Soporte	B	1
Lateral_derecho	Funcionalidad	A	1
Lateral_izquierda	Funcionalidad	B	1
Conector_sup	Unión	B	1
Conector_trasero	Unión	B	1

Se calculó el índice de DFA mediante la siguiente fórmula:

$$DFA_{index} = \frac{3 * \text{Suma de partes esenciales}}{\text{Número total de partes}} * 100\%$$

$$DFA_{index} = \frac{3 * 3}{12} * 100\% = 75\%$$

A pesar de que la propuesta anterior se acercaba a una marcha más ergonómica, debido a que podía realizar el movimiento final de la articulación tobillo, y no solo el apoyo al tendón de Aquiles; la marcha aún se podía percibir tosca ya que no consideraba el movimiento del antepié y solo se centra en el movimiento del retropié.

Por lo anterior, se estableció la colocación de una segunda articulación, y con esta se colocaron las diferentes posiciones que se alcanzan durante la marcha; para calcular el valor de $d1$ que determina el movimiento del segundo vástago del actuador, así como la posición de $d4$ que es el tamaño del primer vástago del actuador; estas posiciones se pueden observar en la Figura 39.

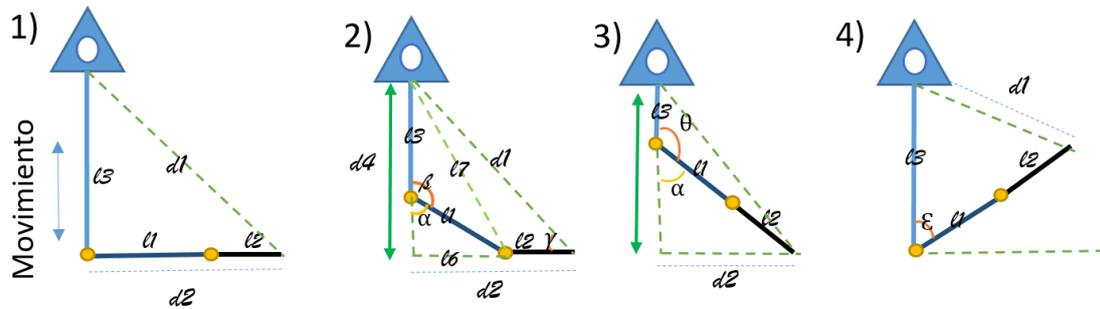


Figura 39 posiciones que tiene que hacer el exoesqueleto durante la marcha.

Para la posición 1, el valor de $d1 = \sqrt{l3^2 + (l2 + l1)^2}$, donde $l1$ (tamaño del retropié) y $l2$ (tamaño del antepié) son conocidos; el caso de $d4$, está determinado por el valor del primer actuador; para la posición 2, el valor de $d1 = \sqrt{d4^2 + (l6 + l2)^2}$; donde se calcula el valor de la base del triángulo que se forma por la elevación de $l3$ (base del actuador) y $l1$, mediante $l6 = \sqrt{l1^2 - (d4 - l3)^2}$. Por otra parte, para la posición 3, el valor de $d1 = \sqrt{(l3 + l5)^2 + (l8)^2}$, donde $l8 = \sqrt{(l1 + l2)^2 - l5^2}$; por último, en el caso de la posición 4, el valor de $d1 = \sqrt{(l1 + l2)^2 + l3 - 2(l1 + l2)(l3) * \text{Cos}(\epsilon)}$.

Gracias a la obtención de estos ángulos, se orilló a un cambio en el sistema, así como el cuidado que se buscó para la suela del exoesqueleto, porque en las anteriores versiones esta parte era algo plano y sin forma. Uno de los primeros diseños se puede observar en la Figura 40, en donde se aprecia que se colocó la articulación del antepié y se da un movimiento, sin embargo, al alargar la parte del retropié, no permitía un movimiento fluido con la marcha y existía el peligro de que en ciertos movimientos chocara con el suelo.

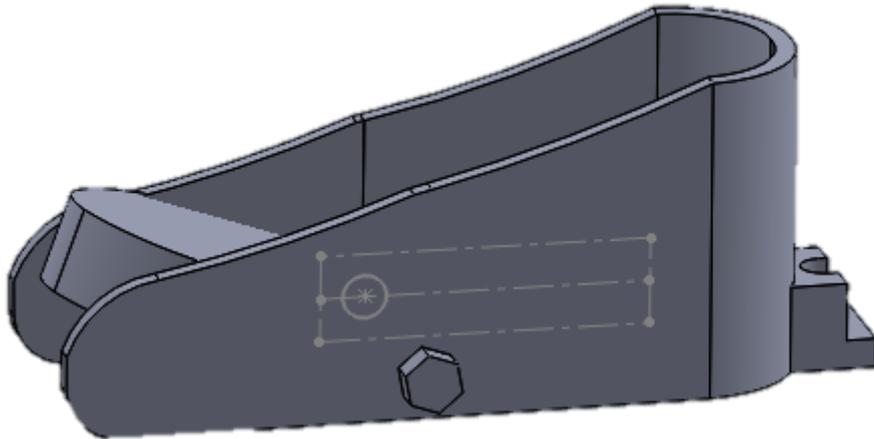


Figura 40 Versión de la suela con la articulación en el antepié.

Por lo que una de las medidas que se tomó, fue la de diseñar de manera independiente el antepié y el retropié, de tal manera de que no se choque entre ellas o con el suelo, como se puede observar en la Figura 41, este nuevo diseño permite el movimiento en la zona entre el ambas partes del pie; por lo que los movimientos de la marcha se vuelven más ergonómicos.

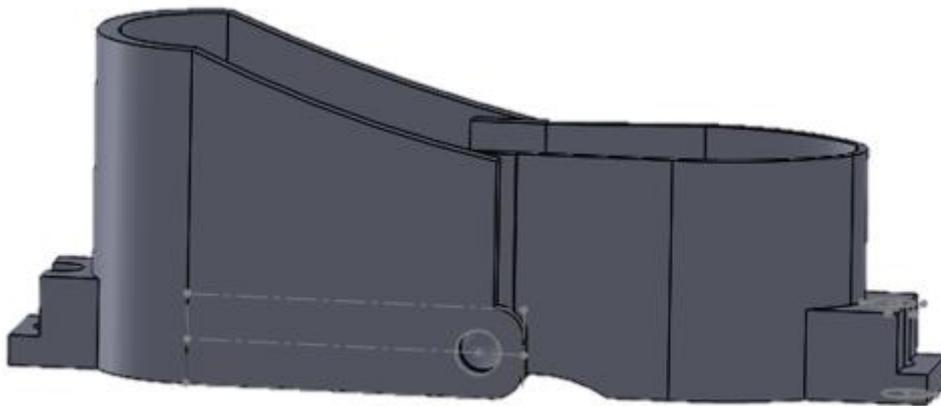


Figura 41 Versión final de la suela del potenciador

Posteriormente, se integraron los actuadores que permitirían los movimientos de la marcha; sin embargo, en un inicio se optó por colocar los actuadores en paralelo para así apoyar el movimiento del tendón de Aquiles, como se puede observar en la Figura 42; pero esto ocasionó que el movimiento realizado fuera brusco y por ende no pudiera realizarse el movimiento correctamente.



Figura 42 Versión del módulo de potenciación del tobillo con movimiento recto.

Lo cual evidencio, que el problema para realizar los movimientos de la marcha más ergonómicos, era que se tenía que pasar de un movimiento lineal a un movimiento rotacional, para permitir los movimientos del antepié; por lo que se inclinó de forma lateral uno de los actuadores y se le colocaron unas guías que permiten su desplazamiento sobre ellas; asimismo se realizó la simetría para lograr el movimiento en ambos costados. Al igual que las anteriores versiones, esta también apoya y da soporte a la función del tendón de Aquiles; como se puede observar en la Figura 43.

Otra cosa a destacar sobre esta versión del potenciador, es que a diferencia de las anteriores, el punto de ajuste que es debajo de la rodilla tiene una mayor zona de contacto, lo que permite un adecuado deslizamiento del embolo y mayor soporte al actuador.

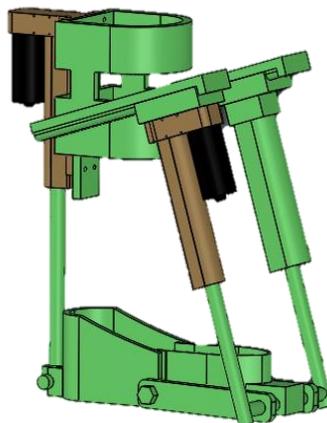


Figura 43 Versión final del potenciador de la marcha.

Se realizó una modificación a la parte final de este módulo, que fue en la base del vástago del actuador, que apoya al movimiento del tendón de Aquiles: como se observa en la Figura 44; en esta se puede apreciar que el cubo que conforma esta base tiene una doble función, ya que no solo permite ser el punto de apoyo del embolo, sino que además es el punto de enlace, que ayuda a unificar al potenciador con el rehabilitador en estado estacionario.

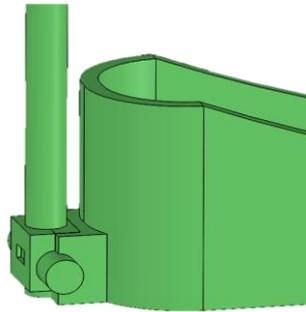


Figura 44 Base del vástago del actuador que apoya al tendón de Aquiles.

Sin embargo esta versión tenía un problema, y eso era que al momento de ajustarse con la pieza de ensamble del vástago, se volvía rígido, por lo cual impedía el movimiento rotacional del tobillo. En consecuencia, se modificó la suela y se agregan dos piezas laterales a su estructura, aislando de la suela el conector del vástago del actuador, lo cual permite el movimiento rotacional del tobillo; como se observa en la Figura 45.

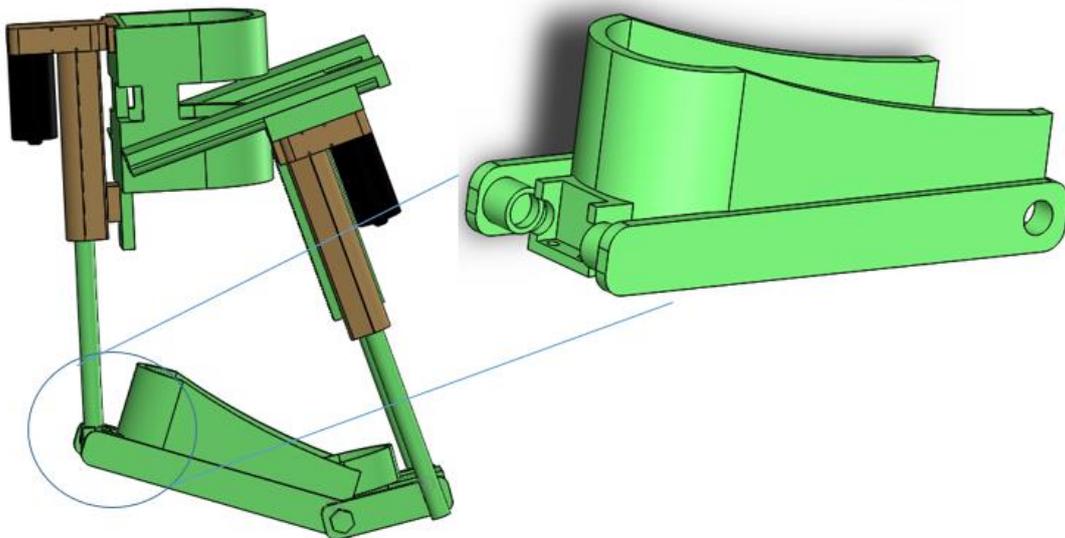


Figura 45 Muestra la modificación en la suela para permitir el movimiento rotacional del tobillo.

Otra de las modificaciones que se pueden apreciar en la Figura 45, es que la diferencia del tamaño entre las dos partes que conforman la suela, es mayor debido a que la parte que conforma el retropié y el mediopié, es más larga que en modelos anteriores, por que al momento de realizar los movimientos del antepié y del retropié daba un movimiento imposible a nivel anatómico, ya que la única parte que puede dar un movimiento semi rotacional es el antepié, entonces en modelos anteriores, esta zona abarcaba parte del mediopié, provocando que pareciera que el tamaño del pie era disminuido o contraído. Para evitar este problema, se decidió modificar el diseño de la suela, para que solo el retropié pudiera realizar un movimiento semi-rotacional en la marcha.

Por otro lado, con la versión actual se realizaron los cálculos para determinar la cinemática directa, que nos proporciona la localización en el espacio del extremo del sistema, con respecto al sistema de referencia global. El método utilizado para su obtención fue el método geométrico para cada una de las posiciones que debe realizar el potenciador durante la marcha; en donde tenemos medidas fijas: d_1 (tamaño del actuador), d_5 (distancia del riel), d_7 (distancia entre la base del primer actuador y la base de la suela del actuador), $\varepsilon_1 = 73.09^\circ$ (ángulo de inclinación del riel), l_3 (distancia entre el centro de la base del actuador y el inicio del riel del segundo actuador), d_8 (distancia entre el final de la base del actuador y l_3), l_1 (distancia del retropié-mediopié), l_2 (distancia del antepié).

Podemos identificar las ecuaciones que describen la posición del extremo del sistema:

$$x = l_1 + l_2$$

$$y = -(T_1 + d_1)$$

Sin embargo, no todas las variables involucradas en el sistema son conocidas, por lo que, se realizó un análisis trigonométrico para encontrar estas medidas, utilizando los triángulos formados por las estructuras de las medidas fijas, como se observa en la Figura 46, en donde en el inciso a) se muestra el triángulo que se forma en el segundo actuador, para poder obtener el valor de dt (distancia entre el final del riel y el suelo) mediante la siguiente ecuación:

$$\frac{dt}{\text{Sen } \theta} = \frac{d_5}{\text{Sen } \alpha} \therefore dt = \frac{d_5}{\text{Sen } \alpha} (\text{Sen } \theta)$$

Como se puede observar en la ecuación anterior, no se conocen los valores de α (ángulo entre dt y B) y θ (ángulo entre el riel y B), estos ángulos se pueden obtener a través de

Donde:

$$T_1' = l_1(\text{Sen } 20^\circ) \quad l_1' = l_1(\text{Cos } 20^\circ)$$

Sin embargo, no todas las variables involucradas en el sistema son conocidas, por lo que, se realizó un análisis trigonométrico para encontrar estas medidas, utilizando los triángulos formados por las estructuras de las medidas fijas, como se observa en la Figura 47, por lo que es necesario obtener el valor de T_1 , que es el recorrido del vástago del primer actuador, para lo cual se utiliza la siguiente ecuación:

$$T_1 = d7 - (\text{Sen } 20^\circ) * l1$$

En el inciso a) se puede determinar el valor de α , el cual es importante para obtener el valor de T_2 que es el recorrido del vástago del segundo actuador; por lo que el valor de este ángulo se da mediante la siguiente ecuación:

$$\varepsilon_2 = 107.09^\circ \quad B = d7 - d1 + d8 \quad L = \sqrt{d5^2 + B^2 - 2d5 * B * \text{Cos}(\varepsilon_2)}$$

$$\therefore \alpha = \text{Cos}^{-1}\left(\frac{d5^2 + l^2 - B^2}{2 * d5 * L}\right)$$

Para obtener la distancia a la que se debe ubicar el segundo actuador ($d4$) se utiliza el triángulo ejemplificado en el inciso b) que se muestra en la Figura 47; mediante la ecuación:

$$\beta = 180^\circ - \varepsilon_2 - \alpha$$

$$\frac{B}{\text{Sen } \alpha} = \frac{d4}{\text{Sen } \beta} \rightarrow d4 = \frac{B}{\text{Sen } \alpha} * \text{Sen } \beta$$

Posteriormente, para obtener el valor de q que permitirá determinar el valor de T_2 , se utilizará el triángulo ejemplificado en el inciso c); utilizando la siguiente ecuación:

$$C = l2 + (l1 * \text{Sen } 20^\circ) - l3 \quad q = \sqrt{B^2 + C^2}$$

$$\gamma = \text{Cos}^{-1}\left(\frac{B}{q}\right)$$

Por último, para obtener el valor del T_2 que es el recorrido del vástago del segundo actuador, se utiliza la siguiente ecuación:

$$\theta = \varepsilon_2 - \gamma$$

$$d1 + T_2 = d4^2 + q^2 - 2 * d4 * q * \text{Cos } \theta \therefore T_2 = (d4^2 + q^2 - 2 * d4 * q * \text{Cos } \theta) - d1$$

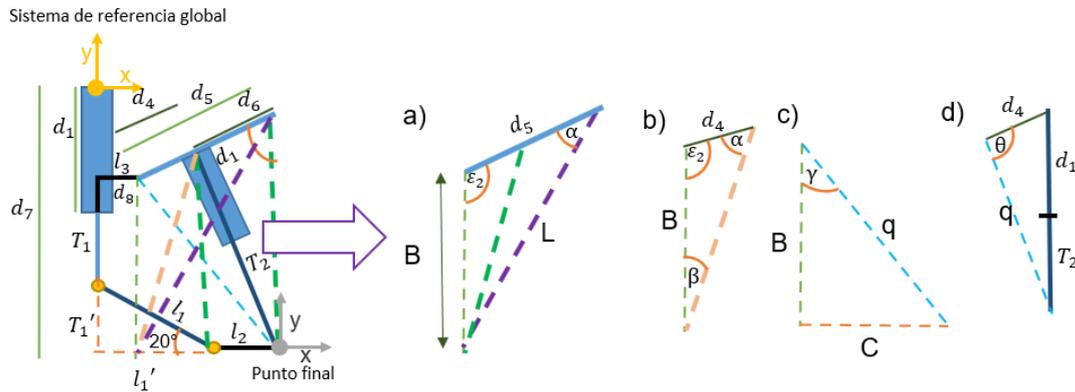


Figura 47 Muestra el análisis de la cinemática directa de la posición inicial del potenciador.

En el caso de la segunda posición de la marcha, se pueden identificar las ecuaciones que describen la posición del extremo de la suela:

$$\text{Cos } 35^\circ = \frac{x}{l_1 + l_2} \rightarrow x = (l_1 + l_2) * \text{Cos } 35^\circ$$

$$y = (l_1 + l_2) * \text{Sen } 35^\circ$$

Sin embargo, no todas las variables involucradas en el sistema son conocidas, por lo que, se realizó un análisis trigonométrico para encontrar estas medidas, utilizando los triángulos formados por las estructuras de las medidas fijas, como se observa en Figura 48, por lo que es necesario obtener el valor de T_1 , que es el recorrido del vástago del primer actuador, para lo cual se utiliza la siguiente ecuación:

$$T_1 = d7 - d1$$

En el inciso a) se puede determinar el valor de α , que es importante para obtener el valor de T_2 , que es el recorrido del vástago del segundo actuador; por lo que el valor de este ángulo se da mediante la siguiente ecuación:

$$L = \sqrt{(T_1 + d8)^2 + d5^2 - 2(T_1 + d8) * d5 * \text{Cos}(\varepsilon_2)}$$

$$\frac{L}{\text{Sen}(\varepsilon_2)} = \frac{T_1 + d8}{\text{Sen } \alpha} \therefore \alpha = \text{Sen}^{-1}\left(\frac{(T_1 + d8) * (\text{Sen}(\varepsilon_2))}{L}\right)$$

Posteriormente, para obtener el valor de $d4$ que se observa en inciso b) de la Figura 48, que representa la distancia que debe moverse el segundo actuador, se determina mediante la siguiente ecuación:

$$\frac{L_0}{\text{Sen}(\varepsilon_2)} = \frac{T_1 + d_8}{\text{Sen} \alpha} \rightarrow L_0 = \frac{T_1 + d_8}{\text{Sen} \alpha} * \text{Sen}(\varepsilon_2) \quad \varepsilon_3 = 180^\circ - \alpha - \varepsilon_2$$

$$\frac{d_4}{\text{Sen} \varepsilon_3} = \frac{T_1 + d_8}{\text{Sen} \alpha} \rightarrow d_4 = \frac{T_1 + d_8}{\text{Sen} \alpha} * \text{Sen} \varepsilon_3$$

Por último, para obtener el valor de T_2 que es el recorrido del vástago del segundo actuador, se determina a partir del triángulo representado en el inciso c), mediante la siguiente ecuación:

$$\gamma = 90^\circ - \alpha \quad \theta = 90^\circ - \gamma$$

$$\frac{d_1 + T_2}{\text{Sen} \theta} = \frac{l_1 + l_2}{\text{Sen} \gamma} \rightarrow T_2 = \left| \left(\frac{l_1 + l_2}{\text{Sen} \gamma} * \text{Sen} \theta \right) - d_1 \right|$$

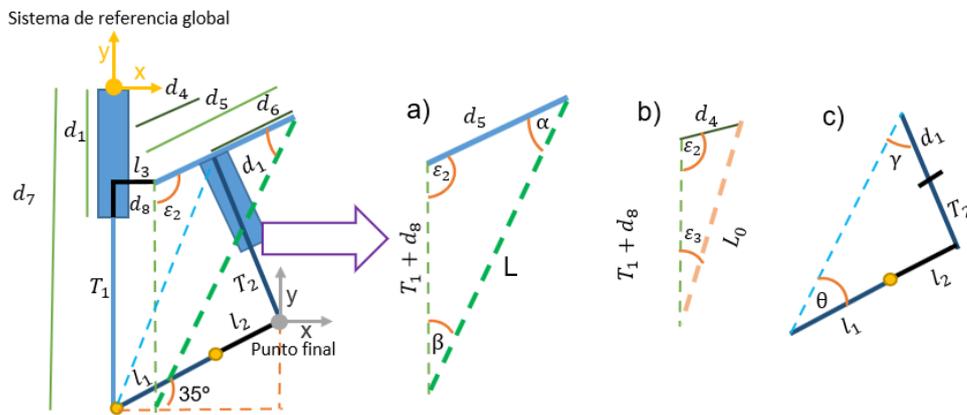


Figura 48 Muestra el análisis de la cinemática directa de la posición final del potenciador.

4.5 Rehabilitador

A la par del diseño del potenciador, se realizó el diseño preliminar en papel, que permitiría una visión inicial de la forma en la que se podía adaptar el exoesqueleto al miembro inferior y al potenciador; como se puede observar en los incisos inferiores a y b de la Figura 35; estas propuestas estaban guiadas por la información encontrada en los artículos y los diferentes exoesqueletos consultados.

Toda vez que se terminó el potenciador, se buscó adaptar los actuadores empleados en este módulo, para que el rehabilitador realizará los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar en el plano sagital; pero en estado estacionario y sin la división del pie; esto se puede observar en la Figura 49.

En dicha figura, se puede observar de verde las piezas que conforman el módulo de potenciación y de color azul las que pertenecen al módulo de rehabilitación; por lo que, se puede denotar que a diferencia del módulo de potenciación, los rieles que permiten la movilidad de los actuadores lineales, se encuentran en una posición completamente horizontal, además entre el actuador lineal y el anillo que se fija a la sección inferior de la rodilla, se encuentra un acoplador, el cual no solo funciona como acoplamiento entre el anillo y el actuador, también apoya el ajuste del eje de la articulación del tobillo.

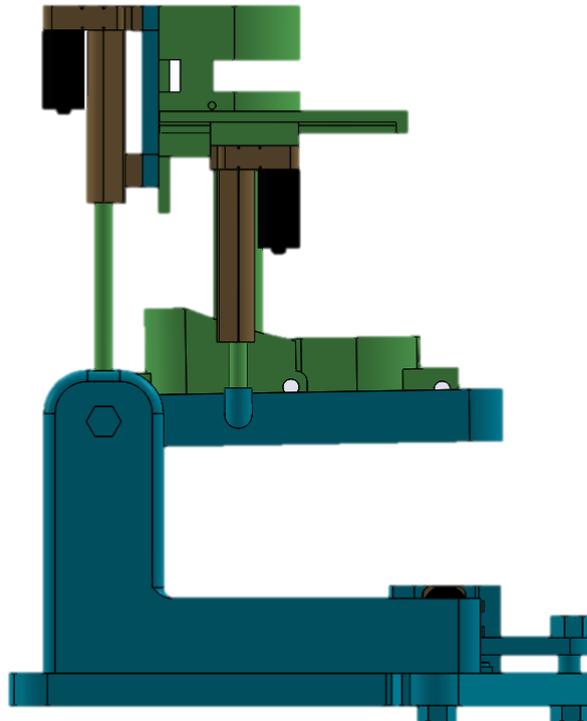


Figura 49 Sección del módulo de rehabilitación de TOBEXER para los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar.

Una de las partes más importantes de esta sección es la base del pie; esto se debe a que esta sección, permite el acoplamiento libre del vástago del actuador, que apoya al tendón de Aquiles y por otra parte ayuda a la generación del movimiento de dorsiflexión y flexión plantar. Además de ser un intermediario entre estas dos funciones, para evitar que se obstruyan entre sí; con este propósito la parte final de acoplamiento del vástago que ajusta al actuador del tendón de Aquiles, fue modificado como se explicó en la sección anterior; con la finalidad de que se pudiera desacoplar este vástago de la base del retropié del potenciador y se acoplara a la base del pie del rehabilitador. Debido a que la suela del potenciador tuvo una última modificación, provocó un ligero cambio en el rehabilitador, ya que únicamente la base del pie tuvo modificaciones en su estructura, como se puede observar en la Figura 50, donde lo único que cambia es el ensamble de la suela de potenciador, sobre la base del pie.

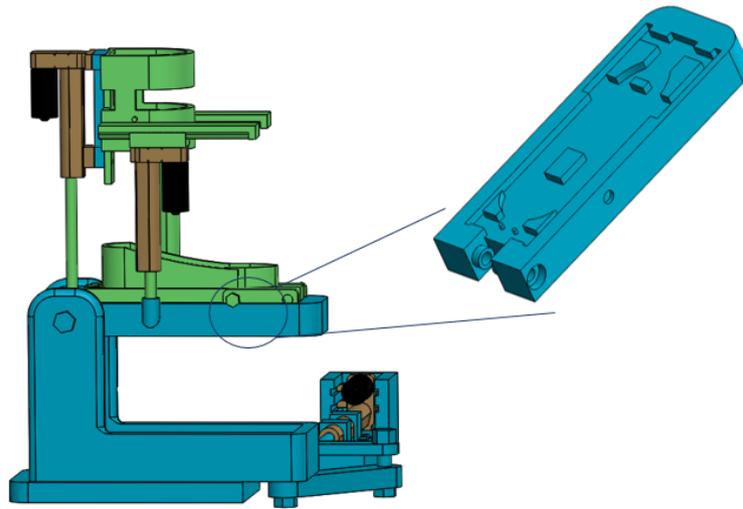


Figura 50 Muestra la modificación de la base pie para acoplar las nuevas partes de la suela del potenciador.

En lo que respecta a los movimientos que tiene que realizar, se pueden describir tres escenarios: el primer escenario se puede observar en la Figura 51, que representará a “Home”, como se puede visualizar la articulación del tobillo no se encuentra en el eje de movimiento, sino que se encuentra desfasada, por lo que para obtener los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar se tomó en cuenta este desplazamiento.

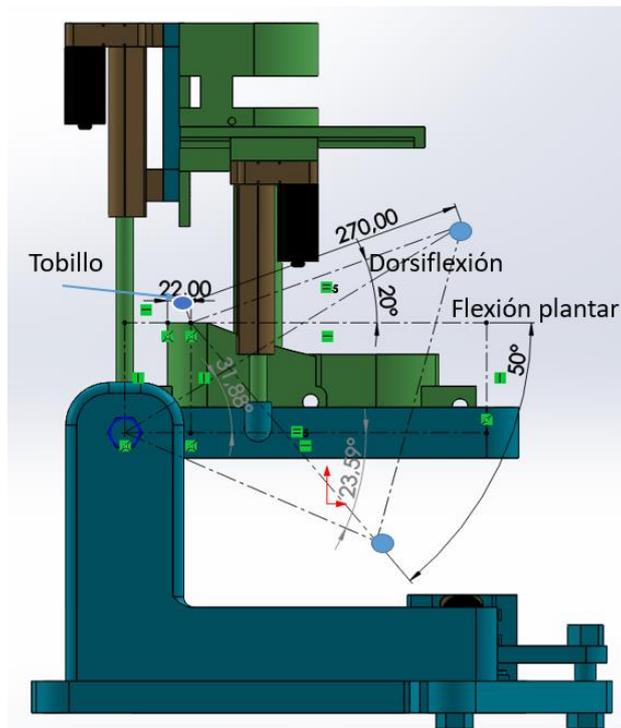


Figura 51 Posición de Home del módulo de rehabilitación.

El segundo escenario es la dorsiflexión, que representa un ángulo de 20° desde el eje de movimiento de la articulación del tobillo; pero al estar desplazado con respecto al eje de movimiento de la base, el ángulo que realmente se debe mover desde el eje de movimiento es de 31.88° , como se muestra en la Figura 52.

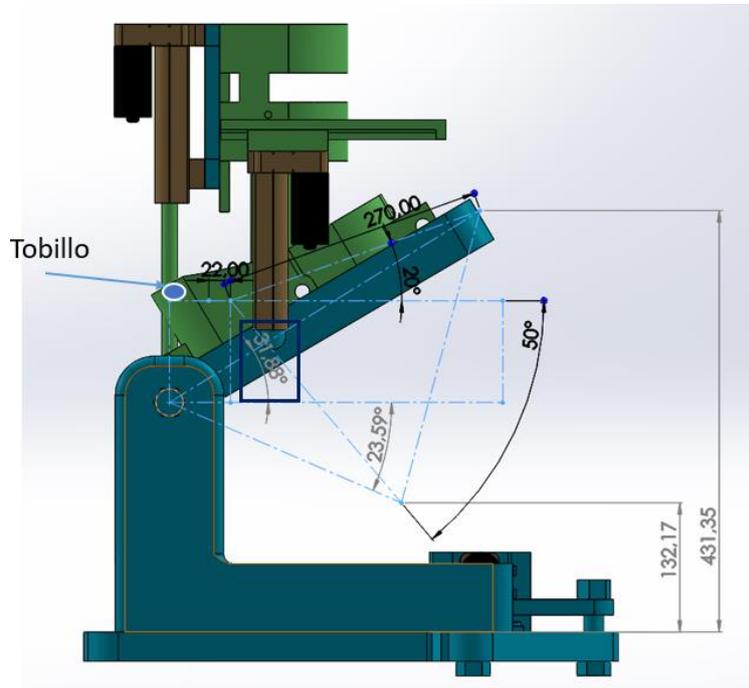


Figura 52 Posición de dorsiflexión del módulo de rehabilitación.

Por último, el tercer escenario es el de flexión plantar, que representa un ángulo de 50° desde el eje de movimiento de la articulación del tobillo; pero al estar desplazado con respecto al eje de movimiento de la base, el ángulo que realmente se debe mover desde el eje de movimiento es de 23.59° , como se muestra en la Figura 53.

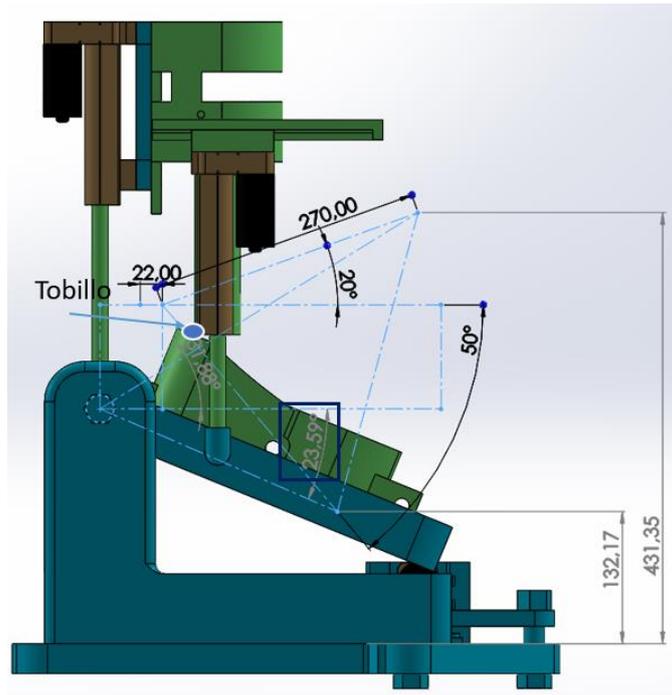


Figura 53 Posición de flexión plantar del módulo de rehabilitación.

Con la versión actual se realizaron los cálculos para determinar la cinemática directa, en donde al igual que en el potenciador, el método utilizado fue el geométrico para cada una de las posiciones de los movimientos de abducción, aducción, flexión dorsal y flexión plantar; en donde tenemos medidas fijas: l_1 (enlace fijo que conecta el vástago del tercer actuador y l_2), l_2 (mecanismo de movimiento que conecta l_1 con l_3), l_3 (base del mecanismo de movimiento).

El movimiento de aducción en el plano coronal se puede observar en el inciso 1) de la Figura 54, en donde se pueden identificar las ecuaciones que describen la posición del extremo del sistema:

$$z = (l_3 + l_2) * \text{Cos } \alpha = C$$

$$x = (l_3 + l_2) * \text{Sen } \alpha$$

Donde $\alpha = 0^\circ - (22^\circ - 36^\circ)$ rango de movimiento anatómico del tobillo.

Además, se observó la abducción en el inciso 2) de esta misma imagen, en donde se pueden identificar las ecuaciones que describen la posición del extremo del sistema:

$$z = \sqrt{r^2 + l_1^2} = d$$

$$x = l_9 + l_1$$

En d es el desplazamiento del vástago del tercer actuador, para esta ecuación se necesita calcular el valor de r (es la hipotenusa del triángulo que se forma entre el tamaño del vástago (D) y l_1), que se obtiene de la siguiente forma:

$$r = \sqrt{D^2 - l_1^2} \quad \text{donde } D = \sqrt{l_7^2 + l_8^2 - 2 * l_7 * l_8 * \text{Cos } T}$$

$$T = 180 - 60 - 0 - \beta \quad \text{donde } 0 = \text{Cos}^{-1}\left(\frac{l_3^2 + l_7^2 - l_2^2}{2 * l_3 * l_7}\right)$$

$$\text{donde } l_7 = \sqrt{l_2^2 + l_3^2 - 2 * l_3 * l_2 * \text{Cos } \theta} \quad \text{para el cual } \theta = 180 - 30 - \gamma$$

$$\gamma = \text{Sen}^{-1}\left(\frac{X}{l_2}\right) \quad \text{donde } X = \sqrt{l_2^2 - (l_1 + l_4)^2}$$

$$l_8 = \sqrt{l_5^2 + l_9^2}$$

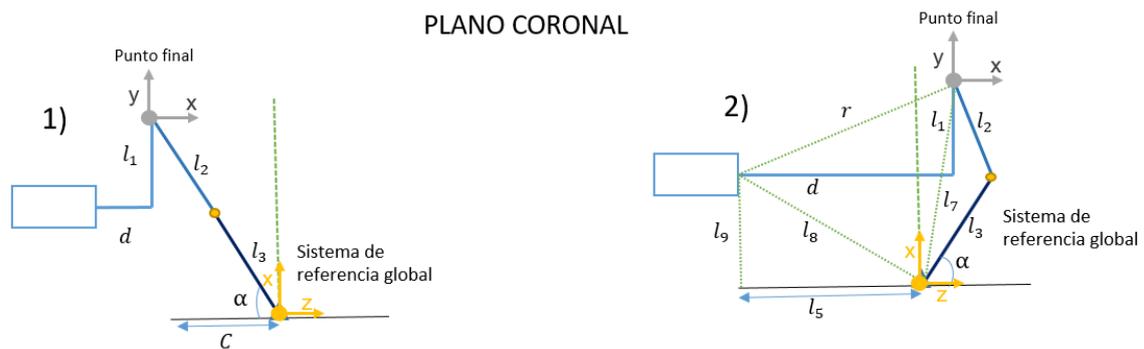


Figura 54 Análisis de la cinemática directa del mecanismo para abducción y aducción en el rehabilitador.

Puesto que el rehabilitador se debe adaptar al potenciador, las opciones de diseño son más limitadas, porque se debe respetar la integridad del dispositivo; lo cual impide el empleo de ciertos sistemas; sin embargo se pudieron adaptar los sistemas del potenciador al rehabilitador, lo que a su vez provocó que no se tuvieron que implementar más actuadores para la rehabilitación.

La adaptación del actuador del potenciador implicó que se enderezarán las líneas de seguimiento del segundo actuador del potenciador, por lo que el recorrido del vástago T_1 se puede observar en la Figura 55.

El movimiento de flexión plantar en el plano sagital se puede observar en el inciso 1) de la Figura 55, en donde se pueden identificar las ecuaciones que describen la posición del extremo del sistema:

$$x = (l_1 + l_2) * \text{Cos } \alpha$$

$$y = (l_1 + l_2) * \text{Sen } \alpha$$

Donde $\alpha = 0^\circ - 50^\circ$ rango de movimiento anatómico del tobillo.

Sin embargo, no todas las variables involucradas en el sistema son conocidas, por lo que se realizó un análisis trigonométrico para encontrar estas medidas, utilizando los triángulos formados por las estructuras fijas y las variables articulares, como se observa en la Figura 55; por lo que es necesario obtener el valor de T_1 :

$$l_3 = l_1 * \text{Sen}(\alpha) \quad l_5 = \sqrt{(l_1 + l_2)^2 - l_3^2} \quad q = \frac{d_2}{\text{Cos } \alpha} \quad \therefore T_1' = \sqrt{q^2 - d_2^2}$$

$$\text{Por lo tanto } T_1 = T_1' + (l_4 - d_1)$$

Además, se observó la flexión dorsal en el inciso 2) de esta misma imagen, en donde se pueden identificar las ecuaciones que describen del extremo del sistema:

$$x = (l_1 + l_2) * \text{Cos } \alpha$$

$$y = (l_1 + l_2) * \text{Sen } \alpha$$

Donde $\alpha = 0^\circ - 20^\circ$ rango de movimiento anatómico del tobillo.

Por lo que, para el análisis completo del sistema es necesario encontrar el valor de T_1 que está en función de las estructuras fijas y las variables articulares; en donde se puede calcular de la siguiente forma:

$$l_3 = \text{Sen } \alpha * (l_1 + l_2) \quad l_5 = \sqrt{(l_1 + l_2)^2 - l_3^2} \quad l_6 = l_5 - d_2 \quad b_1 = \frac{l_5}{\text{Cos } \alpha}$$

$$T_1' = \sqrt{b_1^2 - l_6^2} \quad b_2 = \frac{d_2}{\text{Cos } \alpha} \quad T_2 = \sqrt{b_2^2 - d_2^2}$$

$$\text{Por lo tanto } T_1 = l_4 - d_1 - T_2$$

PLANO SAGITAL

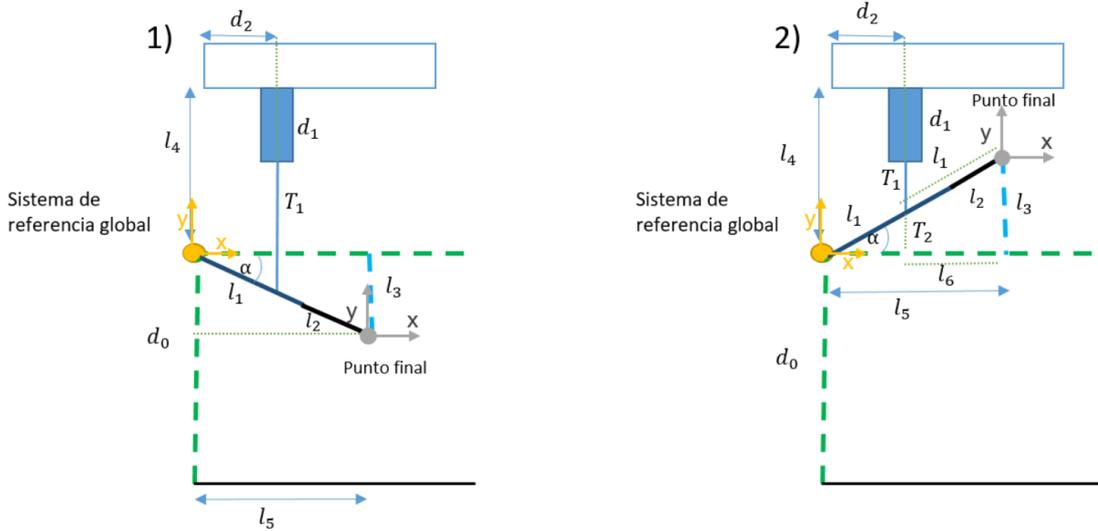


Figura 55 Muestra la adaptación del mecanismo para la flexión plantar y la flexión dorsal del rehabilitador, además del análisis de la cinemática directa del mecanismo.

Como se puede observar en la Figura 56, los mecanismos para los cuatro movimientos de rehabilitación se lograron incorporar de forma adecuada, ya que permite el movimiento independiente de cada uno de estos movimientos; mediante la separación entre los planos en donde se realizan los movimientos, ya que los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar se dan en el plano sagital; mientras que los movimientos de abducción y aducción se dan en el plano coronal; pero sin dejar de estar conectados entre ellos.

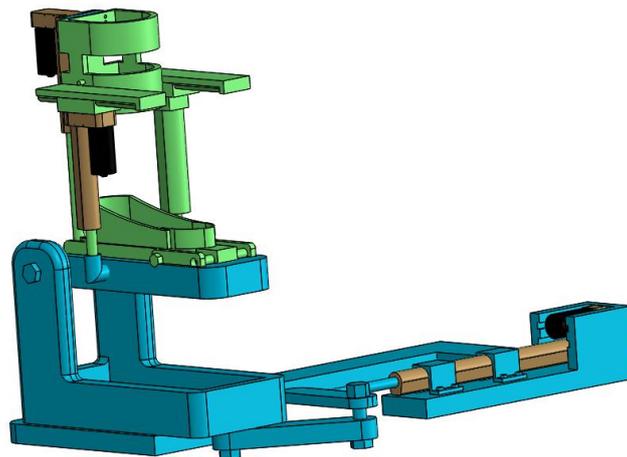


Figura 56 Versión del rehabilitador final.

5. Capítulo 5. Resultados

Para determinar si el diseño final del potenciador es eficiente, se calculó el índice de DFA, primero se estableció el tipo de piezas y la función que tienen en el ensamble; por lo que se dividió en tres tipos: piezas de soporte, unión o funcionalidad; este análisis se puede observar en la Tabla 17.

Tabla 17 Muestra las partes del exoesqueleto de tobillo para la potenciación, el tipo de pieza, el tipo de ensamble y la cantidad de piezas del mismo tipo.

Parte	Teórico mínimo	Tipo de ensamble	Cantidad
Anillo_pierna_2	Soporte	B	1
Pieza_inferior_actuador_2	Soporte	B	2
Actuador_pierna_1	Funcionalidad	A	3
Actuador_embolo	Funcionalidad	A	3
Pieza_superior_actuador	Soporte	B	2
Suela_parte39	Funcionalidad	A	1
Suela_parte_43	Soporte	B	2
Suela_parte_1_8	Funcionalidad	A	1
Pieza_lateral_suela_2	Funcionalidad	A	2
Enlace_1	Unión	B	1
Tornillo	Unión	B	9
Tuerca	Unión	B	9

Posteriormente se analizaron si las piezas eran esenciales o no esenciales, para esto una pieza era clasificada como esencial si cumplía con alguna de estas tres reglas (Riba Romeva, 2002):

- La pieza se mueve con respecto al resto de piezas ensambladas.
- La pieza es de algún material diferente.
- La pieza es modular.

Por lo que se puede observar, que la única forma de ser asignada esta etiqueta como esencial, son aquellas piezas que fueron designadas como del grupo A, mediante este dato se calculó el índice de DFA con la siguiente fórmula:

$$DFA_{Index} = \frac{3 * \text{Suma de partes esenciales}}{\text{Número total de partes}} * 100\%$$

$$DFA_{index} = \frac{3 * 10}{36} * 100\% = 83.33\%$$

Para determinar si el diseño final del rehabilitador es eficiente, se calculó el índice de DFA, primero se estableció si las piezas son de tipo soporte, unión o funcionalidad; este análisis se puede observar en la Tabla 18.

Tabla 18 Muestra las partes del exoesqueleto de tobillo para la rehabilitación, el tipo de pieza, el tipo de ensamble y la cantidad de piezas del mismo tipo.

Parte	Teórico mínimo	Tipo de ensamble	Cantidad
Anillo_pierna_2	Soporte	B	1
Pieza_inferior_actuador_2	Soporte	B	2
Actuador_pierna_1	Funcionalidad	A	3
Actuador_embolo	Funcionalidad	A	3
Pieza superior_actuador	Soporte	B	2
Suela_parte39	Funcionalidad	A	1
Suela_parte_43	Soporte	B	2
Suela_parte_1_8	Funcionalidad	A	1
Pieza_lateral_suela_2	Funcionalidad	A	2
Enlace_1	Unión	B	1
Tornillo	Unión	B	9
Tuerca	Unión	B	9
Base_Rehabilitador_2	Funcionalidad	A	1
Suela_Rehabilitador_15	Funcionalidad	A	1
Base_rehabilitador_1_1	Soporte	B	1
Pieza_ensamble_rodilla	Funcionalidad	A	1
Actuador_pierna_13	Funcionalidad	A	1
Embolo_prueba	Funcionalidad	A	1
Pieza_rehabilitador_2	Funcionalidad	A	1
Tornillo_rehabili	Unión	B	10
Tuercas_rehabili	Unión	B	6
Asegurador_actuador_2	Unión	B	2

Por lo que se puede observar, que la única forma de ser asignada esta etiqueta como esencial, son aquellas piezas que fueron designadas como del grupo A, en consecuencia con este dato, se calculó el índice de DFA con la siguiente fórmula:

$$DFA_{index} = \frac{3 * Suma de partes esenciales}{Número total de partes} * 100\%$$

$$DFA_{index} = \frac{3 * 16}{61} * 100\% = 78.688\%$$

En lo que respecta a los objetivos del diseño, que se establecieron a partir del análisis cuantitativo (AC), estos fueron completados como se muestra en la siguiente tabla:

Tabla 19 Objetivos establecidos por el análisis cuantitativo en contraste con los objetivos alcanzados con el diseño final; donde P se refiere al potenciador y R al rehabilitador.

Objetivos establecidos del AC	Diseño final
Actuador lineal (P y R)	Actuador lineal (P y R)
400X445X400 mm (P)	361.891x400x228.32 mm (P)
Dorsi flexión (6-10°) y flexión plantar (20-30°) (P)	Dorsi flexión (15°) y flexión plantar (55°) (P)
DOF-1 (P)	DOF_2 (P)
60% DFA (P y R)	83.33% (P) y 78.688% (R)
Ensamblaje de potenciador a rehabilitador	Es modular, y las piezas del potenciador se ensamblan en el rehabilitador
600X600X1000 mm (R)	515.4989x652.22x867.556 (R)
Dorsi flexión: 0 a 30°, Flexión plantar: 0 a 50°; Abducción 0 a 60°, Aducción 0 a 30°	Dorsi flexión: 0 a 30°, Flexión plantar: 0 a 50°; Abducción 0 a 80°, Aducción 0 a 40°

Para explicar de una forma ilustrativa de cómo se pretende desarrollar el potenciador, se realizó un esquema que se puede apreciar en la Figura 57; en donde se observa que el contacto con el paciente se da mediante sensores (goniómetros digitales) que detectan el cambio de ángulos entre las diferentes partes del potenciador, lo cual es procesado mediante un software, que en su conjunto representa la interfaz de usuario.

Estos sensores ayudan al grupo de control, que mediante una tarjeta da a los actuadores la señal para que los vástagos de cada uno, se muevan conforme a lo establecido en los análisis trigonométricos explicados anteriormente; además de estar conectado a una pantalla que permite tener un mejor control de cómo se va desplazando el potenciador, a través de la marcha.

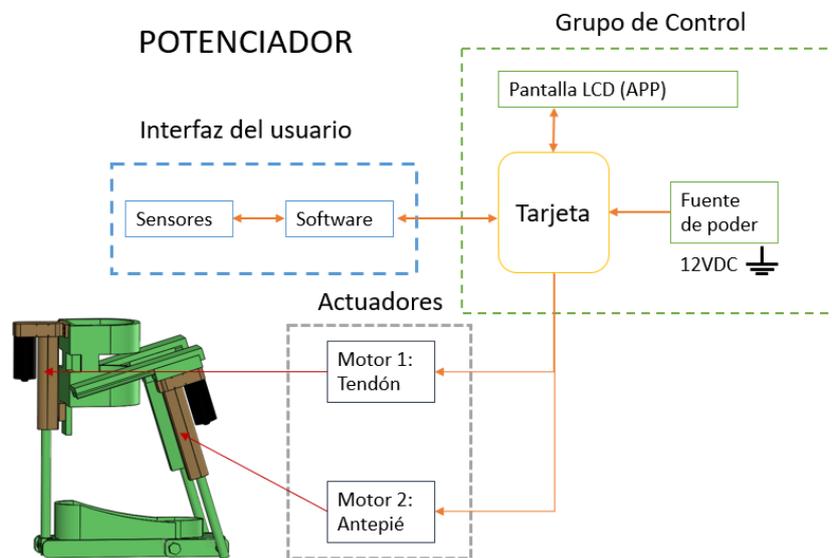


Figura 57 Esquema del sistema que conformara el potenciador.

Por otro lado, en el caso del rehabilitador, se realiza un esquema que se puede apreciar en la Figura 58, en donde la interfaz del usuario está representado por una GUI, que es la primera interacción con el paciente, donde se establece cual movimiento se realizará (flexión dorsal, flexión plantar, abducción o aducción); estas señales son procesadas por un software que mediante una tarjeta (grupo de control) y los análisis trigonométricos, que le permitirán tomar las decisiones de que actuador es el que debe intervenir para realizar dichos movimientos, y a que distancia los vástagos de cada actuador deben recorrer para llegar a la posición deseada.

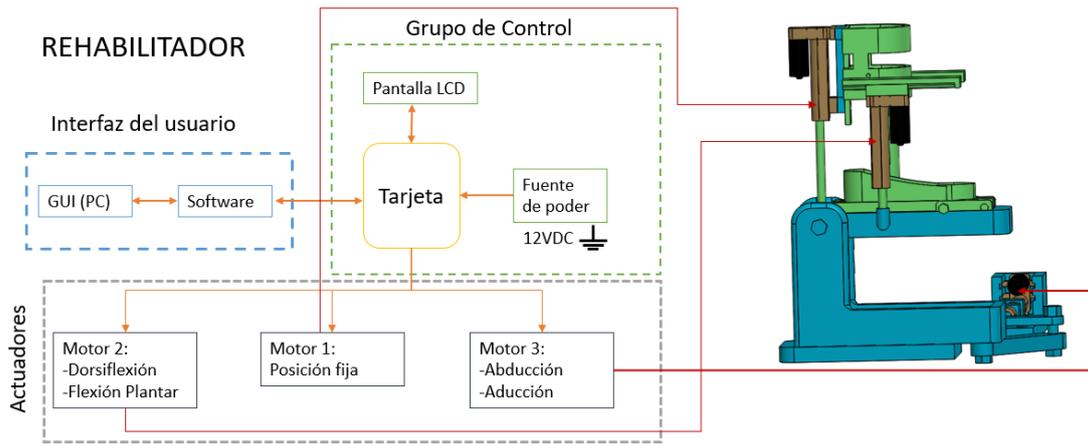


Figura 58 Esquema del sistema que conformara el rehabilitador, el cual está conformado por el potenciador que se aprecia en color verde, más las estructuras propias del rehabilitador.

6. Capítulo 6: Discusión de Resultados

Por lo encontrado en el análisis cuantitativo, se pudieron determinar los requerimientos más importantes, tanto para el potenciador como el rehabilitador; los cuales fueron el tipo de actuador, los grados de libertad y el tipo de estructura; en donde al compararlo con el resto de los exoesqueletos mediante la casa de la calidad se puede observar que TOBEXER, obtuvo un mayor puntaje con respecto a los requerimientos del cliente, que los exoesqueletos Ace-Ankle, Achilles, WAE y C-Jae; ya que TOBEXER tuvo 54 puntos mientras que el resto fluctuaron entre 41 y 44. Por otra, en lo que respecta a los requerimientos funcionales, TOBEXER, obtuvo 57 puntos mientras que el resto fluctuó entre 21 y 37 puntos; por lo tanto se puede apreciar que al unir ambas funciones la diferencia entre el resto de los exoesqueletos y TOBEXER es notoria.

Además como se observa en la Tabla 19, los objetivos se alcanzaron en la mayoría o estuvieron dentro del rango deseado, por ejemplo en el área de trabajo del potenciador donde el tamaño con respecto a lo requerido en su posición máxima fue disminuido, habla de que el diseño final puede ser acoplado de una mejor forma al usuario. Por otra parte los ángulos, que se verificaron mediante una simulación hecha en Matlab utilizando Simscape, fueron excedidos tanto para el potenciador como para el rehabilitador, lo cual indica que los mecanismos si pueden abarcar un mayor movimiento, esto puede ser algo positivo pero también negativo, debido a que de ser requerido en ciertas posiciones, puede hacer un recorrido más adaptable, pero el control debe ser más preciso. Otro contraste es que el área de trabajo del rehabilitador, fue excedida en una de las dimensiones, sin embargo este exceso es justificado debido a la diferenciación que se buscó para el movimiento de cada plano.

Uno de los puntos más fuertes en el diseño del módulo de potenciación de TOBEXER, fue la consideración del movimiento en la suela del antepié, porque exoesqueletos como Achilles o Ace-Ankle que están diseñados para potenciación, ocupan suelas completas sin ningún tipo de movimiento en esta zona o no contemplan el movimiento del pie; por lo que el movimiento de la marcha en TOBEXER, se produce de una forma más ergonómica. Sin embargo esta decisión complicó el acoplamiento del rehabilitador al potenciador, ya que al ser este módulo estacionario, su estructura podía ser más rígida, y no necesitaba contemplar dicho movimiento. Además al contemplar la función del antepié y retropié; se pasó de un diseño sencillo con un posible control simple, a un mecanismo que pasa de un movimiento cartesiano a un movimiento rotacional; con lo cual el control de los actuadores lineales, será dependiente del acoplamiento de los movimientos y de diversos sensores.

Por otra parte el análisis trigonométrico realizado, nos permitió establecer el área de trabajo de TOBEXER, para cada módulo y también ayudó a verificar que cada uno de estos módulos, cumpliera con los requerimientos del cliente; así mismo una de las aportaciones obtenidas, fue el acoplamiento del potenciador sobre el rehabilitador, sin afectar los ejes de movimiento.

Por consiguiente uno de los factores que nos permite determinar si nuestros diseños son eficientes, es el índice de DFA; el cual para el potenciador fue de 83.33%, esto supera al 60% que se pide como mínimo para ser eficiente; por lo tanto se puede afirmar que se cumplió este objetivo. En el caso del rehabilitador, su índice fue de 78.688%, el cual es superior al 60% y no es tan alejado del potenciador; aun cuando este módulo tiene muchas más partes que el potenciador, por lo que era de esperarse que el índice bajará significativamente, sin embargo en el caso de TOBEXER no fue así, lo cual indica que las constantes verificaciones y reajustes ayudaron a dicho resultado.

7. Capítulo 7. Conclusiones y trabajo futuro

Lo primero a destacar fue que gracias al análisis cuantitativo y patentométrico realizado, se establecieron las bases de lo que se necesitaba para la realización de TOBEXER, además de que se determinaron los requerimientos del usuario y los requerimientos funcionales del exoesqueleto y como es que se solucionarían; con lo cual podemos concluir que fue una guía eficiente para el desarrollo de las propuestas de diseño, debido a que por pandemia se pasó de un enfoque centrado en el usuario a un enfoque tecnológico.

Por otra parte los diseños que se lograron a lo largo del proyecto, consolidaron un camino sobre el refinamiento para el diseño final de TOBEXER, debido a que durante su desarrollo se encontraron desafíos para lograr un potenciador, que emule la marcha de una forma más natural y que a su vez en estado estacionario, logre los rangos de movimiento anatómicos normales establecidos en la literatura.

Además, se logró comprobar la hipótesis, debido a que tanto el potenciador como el rehabilitador lograron un índice de DFA superior al 60%; por lo cual se puede concluir, que es realizable un exoesqueleto que cumpla tanto con la función de potenciar la marcha como de rehabilitar el tobillo en estado estacionario.

Como parte de un trabajo futuro, se pretende la manufactura de TOBEXER, así como su instrumentación, para que no solo se pueda en un futuro llevar al mercado, sino que para sentar las bases de una rehabilitación conjunta, que permita al usuario desplazarse y también llevar una rehabilitación controlada.

Referencias

- Akao, Y. (1993). *Despliegue de Funciones de Calidad: Integración de las necesidades del cliente en el diseño del producto*. Madrid: TPG-HOSHIN, 1993.
- Alfonso-Mantilla, J. I., & Martínez-Santa, J. (2016). TECNOLOGÍA DE ASISTENCIA: EXOSQUELETOS ROBÓTICOS EN REHABILITACIÓN. *Revista Movimiento Científico*, 83-90.
- Alvarez Gutiérrez, J. (2018). *Factores de riesgo en fractura de tobillo con tratamiento quirúrgico versus ortopédico hospital II Vitarte-Essalud Lima 2017-2019*. Lima-Perú: [Tesis] Facultad de Medicina Humana USMP San Martín de Porres.
- Ann Witte, K., Zhang, J., Jackson, R., & Collins, S. (2015). Design of Two Lightweight, High-Bandwidth Torque-Controlled Ankle Exoskeletons. *IEEE*, 1223-1228.
- Ávila Chaurand, R., Prado León, L. R., & González Muñoz, E. L. (2007). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. Guadalajara, Jalisco: Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, Segunda Edición.
- Balazsy, J., & Brosky, J. (2006). Functional Anatomy of the Foot and Ankle. En J. Placzek, & D. Boyce, *Orthopaedic Physical Therapy Secrets* (págs. 599-605). Louisville, Kentucky: Hanley & Belfus.
- Bañoso Bernad, M. Á. (02 de 04 de 2014). *INSTITUT CATALÁ DEL PEU*. Obtenido de Biomecánica: articulación del tobillo: <https://www.institutcataladelpeu.com/biomecánica-articulacion-del-tobillo/>
- BIONICS, H. (27 de 06 de 2020). *Harmony SHR*. Obtenido de <https://www.harmonicbionics.com/harmony-shr/overview>
- Boothroyd, G., & Dewhurst, P. (1987). *Product Design For Assembly*. Wakefield RI.
- Bougrinat, Y., Achiche, S., & Raison, M. (2018). Design and development of a lightweight ankle exoskeleton for human walking augmentation (WAXO). *ELSEIVER Mechatronics 64*, 0957-4158.
- Cenciarini, M., & Dollar, A. M. (2011). Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons. *IEEE Int Conf Rehab Robot (ICORR)*, 1-6.
- Chen, G., Chan, C. K., Guo, Z., & Yu, H. (2013). A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy. *Crit Rev Biomed Eng*, 343-363.
- Chung, J., Heimgartner, R., O'Neill, C., Phipps, N., & Walsh, C. (2018). ExoBoot, a soft inflatable robotic boot to assist ankle during walking: Design, Characterization and Preliminary test. *IEEE*, 509-516.
- Cisneros Fuentes, A. (2016). Inestabilidad lateral crónica del tobillo. *Orthotips*, 31-37.
- CYBERDYNE. (2011). *CYBERDYNE*. Obtenido de What's HAL? The world's first cyborg-type robot "HAL": <https://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/>
- Delêtre, P. (08 de 11 de 2012). *eFisioterapia.net*. Obtenido de <https://www.efisioterapia.net/articulos/tratamiento-esguince-tobillo>
- Dezman, M., Debevec, T., Babie, J., & Gams, A. (2016). Passive ankle exoskeleton: design and Practical Evaluation. *Corpus*.
- Diseño impulsado por el valor*. (2015). Obtenido de Guía de tecnología y gestión de fabricación: <http://www.valuedrivendesign.co.uk/managementguide/06.09.aspx>
- Donatelli, R. (1985). Normal biomechanics of the foot and ankle. *J Orthop Sports Phys Ther*, 91-95.
- Dong, W., Liu, C., Zhang, Q., & Xiong, C. (2019). Design and Evaluation of an Active Ankle Exoskeleton in Gait Assistance. *IEEE*, 318-322.
- Ekman, A., & Brauer, L. (2013). *Complicaciones de las fracturas de tobillo*. México: AOTrauma ORP.
- Erdogan, A., Celebi, B., Satici Cihan, A., & Patoglu, V. (2016). ASSISTON-ANKLE: a reconfigurable ankle exoskeleton with series-elastic actuation. *Springer Science*, 1-16.

- García Padrón, K., Hernández Rangel, S. I., Larrañaga Morán, A. R., & Sánchez Hernández, E. V. (2016). Propuesta de rehabilitación funcional para el tratamiento del esguince de tobillo e inestabilidad lateral en atletas de alto rendimiento. *Mediagraphic*, 49-56.
- García, M., Gómez Hernandez, A., & Archila, J. (2011). Diseño y Validación de un Modelo Cinemático del Pie-Tobillo para Análisis y Estudios Biomecánicos.
- Garrido Chamorro, R. P., González Lorenzo, M., Garnés Ros, A. F., Pérez San Roque, J., & Llorens Soriano, P. (2005). Lesiones de tobillo: diferencias entre lesiones deportivas y no deportivas. *ORIGINAL*, 87-100.
- Gila, L., Malanda, A., Rodríguez Carreño, I., Rodríguez Falces, J., & Navallas, J. (2009). Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográfica. *An. Sist. Sanit. Navar*, 27-43.
- Giometro. (s.f.). *Goniometro*. Obtenido de Partes del Goniómetro: <https://goniometro.pro/partes/>
- Grech Mayor, P. (2013). El proceso de diseño en ingeniería. En P. Grech Mayor, *Introducción a la Ingeniería. Un enfoque a través del diseño* (pág. 92). Colombia: PEARSON.
- Hoppenfeld, S. (1999). *Exploración física de la columna vertebral y las extremidades*. México, D.F: El Manual Moderno.
- Jackson, R., & Collins, S. (2015). An experimental comparison of the relative benefits of work and torque assistance in ankle exoskeletons. *American Physiological Society*, 541-557.
- Jiménez, J. (08 de 10 de 2019). XATAKA. Obtenido de Un exoesqueleto robótico controlado con la mente permite mover piernas y brazos a un joven francés tras años sin poder hacerlo: <https://www.xataka.com/medicina-y-salud/exoesqueleto-robotico-controlado-mente-permite-moverse-a-joven-frances-cuatro-anos>
- Jimeno Bernal, J. (18 de 10 de 2012). *Pdcahome*. Obtenido de Despliegue de la función calidad (QFD): Guía de uso. Para qué sirve el QFD y cómo realizarlo: <https://www.pdcahome.com/1932/qfd-despliegue-calidad/>
- Khazoom, C., Véronneau, C., Lucking Bigué, J.-P., Grenier, J., Girard, A., & Plante, J.-S. (2019). Design and Control of a Multifunctional Ankle Exoskeleton Powered by Magnetorheological Actuators to Assist Walking, Jumping and Landing. *IEEE ROBOTICS AND AUTOMATION LETTERS*, 3083-3090.
- Kim, S., Son, Y., Choi, S., Ham, S., & Park, C. (2015). Design of a simple, lightweight, passive-elastic ankle exoskeleton supporting ankle joint stiffness. *Review of Scientific Instruments*, 095107-1 a 095107-8.
- Lauge-Hansen, N. (1950). Fractures of the ankle II. Combined experimental surgical and experimental roentgenologic investigation. *Arch Surg*, 957-985.
- Leclair, J., Pardoel, S., Helal, A., & Doumit, M. (2018). Development of an unpowered ankle exoskeleton for walking assist. *Taylor & Francis*, 1-13.
- Luna, P. V. (1999). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: IBV.
- Mai, T. (28 de 10 de 2012). NASA. Obtenido de Technology Readiness Levels: https://www.nasa.gov/directorates/heo/scan/engineering/technology/txt_accordion1.html
- Man Bok, H., Gwang Tae, K., & Yeo Hum, Y. (2019). ACE-Ankle: A Novel Sensorized RCM (Remote-Center-of-Motion) Ankle Mechanism for Military Purpose Exoskeleton. *Cambridge University Press*, 1-20.
- Martin, R. (09 de 01 de 2013). *PADELSTAR*. Obtenido de ESGUINCE DE TOBILLO. ¿CÓMO CURAR UN ESGUINCE DE TOBILLO EN EL JUGADOR DE PÁDEL? SÍNTOMAS Y TRATAMIENTO SEGÚN EL GRADO DE ESGUINCES E INFLAMACIÓN: <https://padelstar.es/lesiones/esguince-de-tobillo-tratamiento/>
- Martínez San Juan, J., & Nuevo González, J. (13 de 12 de 2010). *Webconsultas, Revista de salud y bienestar*. Obtenido de Esguinces: <https://www.webconsultas.com/ejercicio-y-deporte/medicina-deportiva/tipos-de-esguinces-2188>

- Meijneke, C., van Dijk, W., & Van der Kooij, H. (2014). Achilles: An Autonomous Lightweight Ankle Exoskeleton to Provide Push-Off Power. *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 918-923.
- Melbourne, A. (24 de 04 de 2018). *RIOLEREZ*. Obtenido de Exoesqueleto de una mano: <http://riolerez.com/index.php/2018/04/24/exoesqueleto-de-una-mano/>
- Miranda García, E. (2016). *Características clínico-epidemiológicas de las fracturas de tobillo tratadas quirúrgicamente en el hospital Goyeneche 2010-2015*. Arequipa: [Tesis] Universidad Nacional de San Agustín.
- Monteagudo, M., Martínez de Albornoz, P., Maceira, E., & Gutiérrez, B. (2016). Anatomía funcional, biomecánica y patomecánica de la estabilidad del tobillo. *Elsevier*, 7-16.
- (2012). *NORMA Oficial Mexicana NOM-241-SSA1-2012, Buenas prácticas de fabricación para establecimientos dedicados a la fabricación de dispositivos médicos*.
- O. M. (10 de 2011). *Manufacturing Readiness Level (MRL) Deskbook*. Obtenido de Department of Defense Manufacturing Technology Program: https://www.dodmrl.com/MRL_Deskbook_V2.pdf
- Olaya Escobar, E. S., Cortés Rodríguez, C. J., & Duarte Velasco, O. G. (2005). Despliegue de la función calidad (QFD): beneficios y limitaciones detectados en su aplicación al diseño del prótesis mioeléctrica de mano. *INGENIERÍA E INVESTIGACIÓN*, 30-68.
- Pámies-Vila, R., Font-Llagunes, J., & Kövecses, J. (2014). Análisis dinámico del impacto pie-suelo en el correr. *Asociación Española de Ingeniería Mecánica. XX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*, 1-8.
- Pardoel, S., & Doumit, M. (2019). Development and testing of a passive ankle exoskeleton. *ELSEVIER*, 1-12.
- Pontificia Universidad Católica de Chile, Dalmau Pastor, M., Malagelada, F., Guelfi, M., & Vega, J. (2020). Anatomía del tobillo. *Revista Española de Artroscopia y cirugía articular*, 5-11. Obtenido de Anatomía y biomecánica del tobillo y pie: <http://www.docencia-traumatologia.uc.cl/anatomia-y-biomecanica-del-tobillo-y-pie/#:~:text=%E2%80%93%20La%20articulaci%C3%B3n%20del%20tobillo%20est%C3%A1%20compuesta%20por%20la%20tibia%2C%20el,flexi%C3%B3n%20plantar%2C%20H%20ay%20rotaci%C3%B3n%20externa.>
- Pró, E. (2012). *Anatomía Clínica*. Buenos Aires: Editorial Medica Panamericana.
- Riba Romeva, C. (2002). *Diseño concurrente*. Barcelona: POLITEXT.
- Rincón de la Salud*. (04 de 08 de 2011). Obtenido de Lesiones deportivas: [https://www.rincondelasalud.com/es-ES/noticias/lesiones-deportivas_588.html#:~:text=Use%20el%20m%C3%A9todo%20HICER%20\(Hielo,al%20menos%20por%2048%20horas.](https://www.rincondelasalud.com/es-ES/noticias/lesiones-deportivas_588.html#:~:text=Use%20el%20m%C3%A9todo%20HICER%20(Hielo,al%20menos%20por%2048%20horas.)
- Ruiz de Adana Pérez, R. (2011 de 05 de 2011). *Blog sobre actividades preventivas, diagnóstico y tratamiento de problemas de salud, calidad, gestión e investigación enfocado a profesionales de Atención Primaria*. Obtenido de QFD: Una herramienta para alinear satisfacción del usuario y calidad científica: <https://ricardoruizdeadana.blogspot.com/2011/05/qfd-una-herramienta-para-alinear.html>
- Sánchez Hernández, E. V., de Loera Rodríguez, C. O., Cobar Bustamente, A. E., & Martín Oliva, X. (2016). Biomecánica funcional del pie y tobillo: comprendiendo las lesiones en el deportista. *mediagrapic*, 6-11.
- Sánchez-Manchola, M., Gómez-Vargas, D., Casas-Bocanegra, D., Múnera, M., & Cifuentes, C. A. (2018). Development of a Robotic Lower-Limb Exoskeleton for Gait Rehabilitation: AGORA Exoskeleton. *IEEE*, 18-24.
- Shao, Y., Zhang, W., Xu, K., & Ding, X. (2019). Design of a Novel Compact Adaptive Ankle Exoskeleton for Walking Assistance. *Springer Nature Switzerland*, 2159-2168.
- Sous Sánchez, J. O., Navarro Navarro, R., Brito Ojeda, E., & Ruiz Caballero, J. A. (2011). Bases Biomecánicas del Tobillo. *Canarias Médica y Quirúrgica*, 13-20.

- Sous Sánchez, J., Navarro Navarro, R., Navarro García, R., Brito Ojeda, E., & Ruiz Caballero, J. (2011). Clasificación de las fracturas de tobillo. *Canarias Médica y Quirúrgica*, 49-53.
- Taboadela, C. (2007). *GONIOMETRÍA. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. Buenos Aires: ASOCIART SA ART.
- Taffinder Villarreal, D. S., Esquivel Solorio, A., & Antonio Romero, C. E. (2022). Perfil epidemiológico de las fracturas de tobillo en el Hospital Regional "General Ignacio Zaragoza" del ISSSTE, CDMX. *Acta Med GA*, 127-131.
- Tamsin, M., & Bach, C. (2014). The Design of Medical Devices. *International Journal of Innovation and Scientific Research*, 127-134.
- Trillo, J. (23 de Mayo de 2016). *slidshare*. Obtenido de Fracturas de Tobillo: <https://www.slideshare.net/julio938/fracturas-de-tobillo-62312749>
- Weerasingha, A. H., Pragnathilaka, A., Withanage, W., Ranaweera, R., & Gopura, R. (2018). C-JAE: 3 DOF Robotic Ankle Exoskeleton with Compatible Joint Axes. *IEEE*, 270-275.
- Weerasingha, A., Pragnathilaka, K. H., Withanage, K., & Ranaweera, R. (2018). Powered Ankle Exoskeletons: Existent Designs and Control Systems. *ResearchGate*, 76-83.
- Wikstrom, E., Hubbard-Turner, T., & Mckeon, P. (2013). Understanding and Treating Lateral Ankle Sprains and their Consequences: A Constraints-Based Approach. *Sports Med*, 43(6):385-93.
- Yandell, M., Tacca, J., & Zelik, K. (2018). Design of a Low Profile, Unpowered Ankle Exoskeleton That Fits Under Clothes: Overcoming Practical Barriers to Widespread Societal Adoption. *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 1-12.
- Yáñez Arias, S. (2018). *Estudio Comparativo de Sistemas de Análisis de Marcha Basados en Sensores Inerciales y Cámaras Infrarrojas*. Chile: Universidad de Concepción, Facultad de Ingeniería.
- Zaragoza-Velasco, K., & Fernández-Tapia, S. (2013). Ligamentos y tendones del tobillo: anatomía y artralgias más frecuentes analizadas mediante resonancia magnética. *Anales de Radiología México*, 81-94.
- Zúñiga Avilés, L. A. (2018). Propiedad intelectual como herramienta para generar nuevo productos. *Primer coloquio de investigación en ingeniería*. Toluca.