



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO CONCEPTUAL DE UNA
PROTESIS DEPORTIVA DE
MIEMBRO INFERIOR**

TESIS

Que para obtener el título de:
Ingeniero Mecatrónico

P R E S E N T A

Leopoldo German Ramos Leguel

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Jesús Manuel Dorador González



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., Marzo 2017

AGRADECIMIENTOS

Quiero aprovechar éste pequeño espacio para agradecer a las personas que hicieron posible de una manera u otra la elaboración de este trabajo.

Primero, a mis padres, María de las Mercedes Leguel Balcells y Leopoldo Jorge Ramos San Martín, sin los cuales hoy no estaría donde estoy, debido al arduo esfuerzo que han realizado a lo largo de sus vidas. Por esas noches de desvelo acompañándome al realizar algún trabajo o al madrugar para despedirme y ver que tuviera todo lo necesario para aquel día. Pero sobre todo gracias, por el cariño y el amor que me han brindado día con día, dándome la fuerza para seguir adelante, incluso en los momentos más difíciles.

También quiero agradecer a toda mi familia, abuelos, tíos y primos, que de mencionarlos uno por uno, me llevarían varias hojas, pero me gustaría decirles que, todos sus esfuerzos, consejos y cariño se encuentran dentro de éste trabajo y más de los que no están presentes hoy en día, que sus partidas han sido difíciles para todos y han marcado nuestras vidas, pero hemos seguido adelante unidos como familia.

Hay personas que no llevan tu sangre y aun así los llegas a considerar parte de tu familia y esas personas son los amigos, que aunque las personas dicen que los amigos se cuentan con los dedos de una mano, esa mano va cambiando a lo largo de la vida y a todos ellos que alguna vez fueron o siguen siendo mis amigos les agradezco esos grandes momentos vividos y su apoyo.

Quiero agradecer también al proyecto Formula SAE, en el cual encontré una segunda familia y no lo digo solo por el tiempo compartido, si no por las grandes experiencias y aventuras que tuvimos a lo largo de dos años, pero también gracias por los conocimientos adquiridos, pero sobre todo la enseñanza de trabajar y pertenecer a un equipo y que si agregas pasión a cualquier trabajo, los resultados son increíbles.

Muchas veces no se les da el crédito a las personas que nos ayudan a realizar un trabajo, pero en este caso, quien estuvo detrás de este documento es el Dr. Jesús Manuel Dorador González a quien agradezco infinitamente su tiempo, sus consejos, pero sobre todo, la pasión mostrada al asesorarme en cada una de nuestras reuniones, esto en el marco del proyecto PAPIIT IT101915 "Mecatrónica en los sistemas biomédicos".

Y finalmente, pero sin ser menos, a mi alma mater, a la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México, por permitirme ser alumno suyo durante 5 años y aprender dentro de sus aulas y laboratorios, empezando mi formación preparatoria 3 años antes, dentro de la Preparatoria No. 6 "Antonio Caso", en las cuales he vivido los mejores momentos de mi vida y no los cambiaría por nada del mundo, ya que gracias a las oportunidades brindadas, aunadas a mis esfuerzos realizados, pude cumplir varios de mis sueños, uno de ellos, el de estudiar en el extranjero. Pero más importante, por ayudarme a desarrollar un pensamiento crítico, una identidad y sentido de pertenencia.

Por mi raza hablará el espíritu

*“Somos del mismo material que se tejen los sueños,
nuestra pequeña vida está rodeada de sueños”*

-William Shakespeare

ÍNDICE

I.	LISTA DE ILUSTRACIONES	5
II.	LISTA DE TABLAS	6
III.	RESUMEN	7
IV.	ABSTRACT	7
V.	JUSTIFICACIÓN.....	8
VI.	INTRODUCCIÓN.....	9
VII.	ANTECEDENTES	11
VIII.	OBJETIVOS	16
IX.	CONCEPTO	16
X.	ENTREVISTA A UNA ATLETA PARALÍMPICA	16
XI.	REQUERIMIENTOS Y NECESIDADES.....	17
XII.	FUNCIONAMIENTO DE UNA PRÓTESIS DEPORTIVA (CHEETAH FLEX-FOOT, ÖSSUR)	18
XIII.	CATEGORÍAS PARALÍMPICAS.....	22
XIV.	METODOLOGÍA DE DISEÑO	23
XV.	MARCO TEÓRICO	33
XVI.	TÉCNICAS PARA CORRER	44
XVII.	FACTOR DE CARGA DINÁMICA AL CORRER.....	48
XVIII.	SIMULACIÓN EL MODELO MECÁNICO DEL SISTEMA	50
XIX.	RESULTADOS	82
XX.	TRABAJO A FUTURO	89
XXI.	CONCLUSIONES	90
XXII.	REFERENCIAS.....	91

I. LISTA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1: Prótesis egipcia del pie de Tabaketenmut junto a dedos momificados ¹	11
Ilustración 2: The Greville Chester ²	11
Ilustración 3: Pierna de Capua ³	12
Ilustración 4: Pierna de Anglesey ⁴	13
Ilustración 5: Basic Flex-Foot®. Össur®	14
Ilustración 6: Flex-Foot Cheetah Össur® y adaptadores de spikes Nike® ⁶	14
Ilustración 7: Prótesis deportivas ottobock® ⁷	15
Ilustración 8: Funcionamiento de pie de respuesta dinámica	18
Ilustración 9: Flex-Foot Cheetah® ⁸	19
Ilustración 10: Respuesta Proporcional ⁹	20
Ilustración 11: Progresión Tibial Activa	20
Ilustración 12: Flex-Run®	21
Ilustración 13: Quilla de Carbono Completa	21
Ilustración 14: Tipos de amputación	24
Ilustración 15: Medidas Antropométricas de estudiante de pie de 19 a 24 años	25
Ilustración 16: Fuerzas que actúan en el pie	29
Ilustración 17: Sistema de coordenadas con fuerzas trasladadas	31
Ilustración 18: Diagrama y grafica de la compresión y descarga de un resorte	33
Ilustración 19: Curva esfuerzo-deformación de un material viscoelástico	34
Ilustración 20: Movimiento y acción del músculo en el tobillo	35
Ilustración 21: Energía en el tobillo	35
Ilustración 22: Representación de las teorías de falla	38
Ilustración 23: Músculos y huesos de la pierna	39
Ilustración 24: Compartimiento posterior de la pierna	40
Ilustración 25: Huesos y ligamentos en el tobillo	41
Ilustración 26: Comparación de momentos de fuerza interna en cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital y fuerzas de reacción verticales desde el suelo entre la marcha (5,4 km/h) y la carrera (9,4 km/h)	46
Ilustración 27: Comparación del impacto en el suelo del pie en la carrera entre un apoyo de talón y uno de medio pie y momentos de fuerza que generan en el tobillo	47
Ilustración 28: Factor de Carga Dinámica con Dos Técnicas al correr	48
Ilustración 29: Consecuencias del aterrizaje al correr	49
Ilustración 30: Niveles de amputación en la extremidad inferior	50
Ilustración 31: Extrusión y Croquis del primer boceto	51
Ilustración 32: Extrusión de las diferentes propuestas del segundo boceto	52
Ilustración 33: Croquis referente a las extrusiones de la Ilustración 31	53
Ilustración 34: Vista isométrica del diseño seleccionado	53
Ilustración 35: Extrusión por Lámina del primer croquis mostrado en la Ilustración 32	54
Ilustración 36: Mejoras del croquis del diseño seleccionado	54
Ilustración 37: Extrusión del croquis mejorado	55
Ilustración 38: Croquis con espesor adecuado	55
Ilustración 39: Extrusión del croquis de la Ilustración 37	56
Ilustración 40: Redondeos de la parte final de la cuchilla	56
Ilustración 41: Distancia de la abertura de la circunferencia al suelo	57
Ilustración 42: Vista lateral, Isométrica con aristas e Isométrica sombreada del diseño final	57
Ilustración 43: Lugar de aplicación de la Fuerza Total	59
Ilustración 44: Geometría Fija de la Prótesis	60
Ilustración 45: Aplicación de la Fuerza Total en la Cara Inferior	61
Ilustración 46: Resultado de una discretización pobre y adecuada	62
Ilustración 47: Método para calcular el Factor de Seguridad	63
Ilustración 48: Sistema de Referencia del dibujo	63
Ilustración 49: Ideas del Producto Final	89

II. LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Medallas de atletas olímpicos.....	9
Tabla 2 Medallas de atletas paralímpicos ²	9
Tabla 3: Medidas Antropométricas de estudiante sentado de 19 a 24 años (No. 12)	26
Tabla 4: Altura de rodilla	26
Tabla 5: Medidas Antropométricas en posición de pie de estudiante de 19 a 24 años (No. 1).....	27
Tabla 6: Medidas Antropométricas de Cabeza, pie y mano de estudiante de 18 a 24 años (No. 44)	28
Tabla 7: Información detallada sobre las mallas	62
Tabla 8: Fuerzas de Reacción en los diferentes ejes de la prótesis.....	63
Tabla 9: Propiedades del Acero 1020.....	64
Tabla 10: Propiedades Volumétricas con Acero 1020.....	64
Tabla 11: Análisis de Tensiones con Acero 1020	65
Tabla 12: Análisis de Desplazamientos con Acero 1020	65
Tabla 13: Análisis de Factor de Seguridad con Acero 1020.....	66
Tabla 14: Propiedades del Aluminio 7075 T6.....	66
Tabla 15: Propiedades Volumétricas con Aluminio 7075 T6.....	67
Tabla 16: Análisis de Tensiones con Aluminio 7075 T6.....	67
Tabla 17: Análisis de Desplazamientos con Aluminio 7075 T6.....	68
Tabla 18: Análisis de Factor de Seguridad con Aluminio 7075 T6.....	68
Tabla 19: Propiedades del ABS PC.....	69
Tabla 20: Propiedades Volumétricas con ABS PC.....	69
Tabla 21: Análisis de Tensiones con ABS PC.....	70
Tabla 22: Análisis de Desplazamientos con ABS PC.....	70
Tabla 23: Análisis de Factor de Seguridad con ABS PC.....	71
Tabla 24: Propiedades del Nylon 12.....	71
Tabla 25: Propiedades Volumétricas con Nylon 12	72
Tabla 26: Análisis de Tensiones con Nylon 12	72
Tabla 27: Análisis de Desplazamientos con Nylon 12	73
Tabla 28: Análisis de Factor de Seguridad con Nylon 12	73
Tabla 29: Propiedades del Nylon 6.....	74
Tabla 30: Propiedades Volumétricas con Nylon 6	74
Tabla 31: Análisis de Tensiones con Nylon 6	75
Tabla 32: Análisis de Desplazamientos con Nylon 6	75
Tabla 33: Análisis de Factor de Seguridad con Nylon 6	76
Tabla 34: Propiedades del Nylon 6/10	76
Tabla 35: Propiedades Volumétricas con Nylon 6/10	77
Tabla 36: Análisis de Tensiones con Nylon 6/10	77
Tabla 37: Análisis de Desplazamientos con Nylon 6/10	78
Tabla 38: Análisis de Factor de Seguridad con Nylon 6/10	78
Tabla 39: Propiedades del PPS.....	79
Tabla 40: Propiedades Volumétricas con PPS.....	79
Tabla 41; Análisis de Tensiones con PPS.....	80
Tabla 42: Análisis de Desplazamientos con PPS	80
Tabla 43: Análisis de Factor de Seguridad con PPS.....	81
Tabla 44: Tabla Comparativa de Resultados con Tamaño Máximo de Elemento de 10 [mm]	82
Tabla 45: Tabla Comparativa de Resultados con Tamaño Máximo de Elemento de 3 [mm]	82
Tabla 46: Fuerzas de Reacción para una masa de 88.7 [kg].....	83
Tabla 47: Análisis de Tensiones con Nylon 6/10 con 88.7 [kg].....	84
Tabla 48: Análisis de Desplazamientos con Nylon 6/10 con 88.7 [kg].....	85
Tabla 49: Análisis de Factor de Seguridad con Nylon 6/10 con 88.7 [kg].....	85
Tabla 50: Análisis de Tensiones con PPS con 88.7 [kg]	86
Tabla 51: Análisis de Desplazamientos con PPS con 88.7 [kg]	87
Tabla 52: Análisis de Factor de Seguridad con PPS con 88.7 [kg]	87
Tabla 53: Tabla Comparativa de Resultados con 88.7 [kg y] tamaño máximo de elemento de 10 [mm]	88

III. RESUMEN

Este trabajo presenta el diseño conceptual y de configuración de una prótesis transtibial deportiva, empezando con los antecedentes de las prótesis más antiguas encontradas por el hombre, hasta las prótesis deportivas de hoy en día y su funcionamiento.

También se encuentran las diferentes categorías donde se podrían ocupar este tipo de prótesis y el testimonio de una atleta paralímpica, que ayudó a tener una mejor idea de los requerimientos y necesidades de las personas que sufren alguna amputación y quieren realizar alguna actividad física como el atletismo.

Por último se siguió una metodología de diseño para generar el concepto que se muestra al final, basándonos en la técnica correcta de correr y el mejor rendimiento encontrado al emplear varios materiales.

IV. ABSTRACT

This work presents the conceptual design and configuration of transtibial sports prosthesis, starting with the background of the oldest prostheses founded by men, to the sports prostheses of now a day and their way of operation.

We also describe the different categories where this type of prosthesis could be used and the testimony of a paralympic athlete who helped us to have a better idea of the requirements and needs of the people who suffer some amputation and want to perform some physical activity.

Finally, we followed a design methodology to generate the concept that is shown at the end, based on the correct technique of running and the best performance found within several materials.

V. JUSTIFICACIÓN

Siempre me he considerado una persona deportista, hubo una temporada donde incluso fui deportista de alto rendimiento y aunque ahora por cuestiones de tiempo, no puedo realizar el ejercicio que me gustaría, siempre están presentes las enseñanzas aprendidas al realizar este tipo de actividades, como la perseverancia y una mentalidad fuerte.

Una de las inquietudes que siempre he tenido y que pocas personas conocen de mí, es el estudio de la medicina y que mejor manera de saciar un poco esta inquietud que mezclando varios temas que me apasionan para lograr un fin tan importante como es el poder obtener un título universitario.

Mezclar la ingeniería y la medicina nos lleva de alguna manera a la ingeniería biomédica y al sumarle el deporte llegamos a un campo donde todavía hay cosas que se pueden desarrollar, como realizar un análisis biomecánico, diseñar equipo de entrenamiento para atletas, pero siento que un compromiso que se tiene como profesionalista es ayudar a la sociedad, y que mejor que realizar esta actividad con un sector de nuestra sociedad que muchas veces es ignorado o que recibe poco apoyo, como es el de las personas amputadas, es por eso que decidí utilizar mis conocimientos adquiridos a lo largo de los años para diseñar una prótesis y así ayudar a las personas que gusten de hacer ejercicio pero que sufren una amputación a realizar alguna actividad física y así mejorar su calidad de vida.

Leopoldo German Ramos Leguel

VI. INTRODUCCIÓN

Cuando hablamos de deportes ¿qué es lo primero que llega a nuestra mente? La mayoría de nosotros piensa en fútbol, atletismo, natación, entre otros, pero ¿qué tienen en común estas imágenes? Que visualizamos a todos los atletas con todas sus extremidades rompiendo records o ganando millones de dólares, dependiendo de su especialidad, pero ¿por qué no podemos visualizar a una persona con capacidades diferentes haciendo lo mismo? Creo que esto es más un problema social que de resultados. En las siguientes tablas mostraré el desempeño de la delegación mexicana en los últimos 12 juegos olímpicos y paralímpicos.

Tabla 1: Medallas de atletas olímpicos¹

Juegos	Oro	Plata	Bronce	Total	Posición en el medallero
Múnich 1972	0	1	0	1	36
Montreal 1976	1	0	1	2	25
Moscú 1980	0	1	3	4	29
Los Ángeles 1984	2	3	1	6	17
Seúl 1988	0	0	2	2	44
Barcelona 1992	0	1	0	1	50
Atlanta 1996	0	0	1	1	74
Sídney 2000	1	2	3	6	39
Atenas 2004	0	3	1	4	56
Pekín 2008	2	0	1	3	36
Londres 2012	1	3	3	7	39
Río de Janeiro 2016	0	3	2	5	61

Tabla 2 Medallas de atletas paralímpicos²

Juegos	Oro	Plata	Bronce	Total	Posición en el medallero
Heidelberg 1972	0	0	0	0	32
Toronto 1976	16	14	9	39	12
Arnhem 1980	20	16	6	42	9
Nueva York 1984	6	14	17	37	25
Seúl 1988	8	9	6	23	24
Barcelona 1992	0	1	10	11	46
Atlanta 1996	3	5	4	12	34
Sídney 2000	10	12	12	34	17
Atenas 2004	14	10	10	34	15
Pekín 2008	10	3	7	20	14
Londres 2012	6	4	11	21	23
Río de Janeiro 2016	4	2	9	15	29

Tabla 1: “Mexico in the Olympics”: <http://www.sports-reference.com/olympics/countries/MEX/>

Tabla 2: “Mexico”: <https://www.paralympic.org/mexico>

Como podemos observar en las tablas anteriores, el rendimiento de los atletas paralímpicos ha sido mejor que el de los atletas olímpicos, esto incluye la cantidad de medallas obtenidas y la posición en el medallero. ¿Esto tiene que ver con el presupuesto otorgado a cada delegación? No, el presupuesto que se les da a los atletas olímpicos es mucho mayor, pero ¿qué pasaría si lográramos hacer que la preparación de los atletas paralímpicos fuese mejor o que incluso más gente con capacidades diferentes pudieran hacer ejercicio? ¿Su presupuesto aumentaría?

Lo que quiero mostrar en este documento es cómo se logró llevar a cabo la idealización y la metodología de diseño para llegar al diseño conceptual y el avance del diseño de configuración de una prótesis deportiva de miembro inferior, pero que ésta no sea tan costosa como las que podemos ver en atletas de alto rendimiento, sino una que permita a la gente poderse convertir en un deportista amateur para así poder mejorar su salud y su calidad de vida.

VII. ANTECEDENTES

Una prótesis se define como un dispositivo externo que sirve para reemplazar la falta parcial o total de un órgano o miembro con un objeto artificial, este busca cumplir las mismas funciones que la parte faltante. Desde los comienzos de la humanidad se han utilizado dispositivos artificiales para suplir estos miembros faltantes ya sean ocasionados por guerras, accidentes o incluso malformaciones de nacimiento, un ejemplo fácil de asimilar serían las patas de palo que los piratas hicieran famosas.

Científicos ingleses descubrieron en Egipto un dedo gordo artificial en el pie de una momia que sería la prótesis funcional más antigua del mundo. Investigadores de la Universidad de Manchester, en el Reino Unido, señalan que el dedo está hecho de cuero y de madera.¹



Ilustración 1: Prótesis egipcia del pie de Tabaketenmut junto a dedos momificados¹

Otras réplicas de miembros humanos fueron descubiertas en la necrópolis de Tebas, cerca de la actual Luxor. El denominado dedo del pie ‘The Greville Chester’ se encuentra en el Museo Británico. Mientras que la prótesis del pie de Tabaketenmut se encuentra en el Museo Egipcio de El Cairo.²



Ilustración 2: The Greville Chester²

¹El Cairo, Egipto-Madrid, España (2007). “*Descubren en Egipto la prótesis más antigua del mundo*”. El Mundo: <http://www.elmundo.es/2007/07/27/ciencia/1185518042.html>.

Ilustración 1: La prótesis, junto a los dedos momificados. (Foto: Jacky Finch): <http://www.elmundo.es/2007/07/27/ciencia/1185518042.html>.

²“*Prótesis ortopédicas en el antiguo Egipto...*” (2012): <http://www.ihistoriarte.com/2012/10/Protesis-Egipcias/>

Ambas piezas muestran signos importantes de desgaste y cuentan con orificios para cordones. Lo que parece indicar que estas piezas estaban destinadas a ser sujetas al pie o la sandalia. “*Existen muchos casos en los que los antiguos egipcios creaban prótesis destinadas a suplantar miembros amputados de un difunto al darle sepultura. Pero el desgaste y el diseño, de ambos, sugiere que fueron utilizados para ayudar a las personas a caminar*” afirmó el Dr. Finch, responsable de la investigación.²

Estos descubrimientos desplazaron a la que hasta entonces era la prótesis más antigua descubierta. Se trataba de una pierna protésica hallada en Capua, Italia y que databa del 300 A. C, en pleno Imperio Romano. La pierna estaba hecha en hierro y bronce, con un núcleo de madera y habría servido de apoyo a un amputado por debajo de la rodilla. Por desgracia la prótesis original fue destruida en Londres por un bombardeo durante la Segunda Guerra Mundial, por lo que ahora solo quedan réplicas.³



Ilustración 3: Pierna de Capua³

Muchos consideran al barbero y cirujano del ejército francés Ambroise Paré el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico moderno. Introdujo modernos procedimientos de amputación (1529) en la comunidad médica y elaboró prótesis (1536) para amputados de extremidades superior e inferior. Además, inventó un dispositivo por encima de la rodilla, que consistía en una pata de palo que podía flexionarse en la rodilla y una prótesis de pie con una posición fija, un arnés ajustable, control de bloqueo de rodilla y otras características de ingeniería que se utilizan en los dispositivos actuales.⁴

En 1800, el londinense James Potts diseñó una prótesis elaborada con una pierna de madera con socket, una articulación de rodilla de acero y un pie articulado controlado por tendones de cuerda de tripa de gato desde la rodilla hasta el tobillo.

³“Breve historia de las prótesis desde la antigüedad hasta nuestros días” (2013). El Blog de la Salud: <http://www.elblogdelasalud.es/breve-historia-de-las-protesis/>

Ilustración 3: La pierna de Capua, durante muchos años fue la prótesis más antigua descubierta: <http://www.elblogdelasalud.es/breve-historia-de-las-protesis/>

⁴“A brief story of prosthetics”. InMotion, Volume 17, Issue 7 (2007). Kim Norton: http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.html

Se hizo famosa como la “*Pierna de Anglesey*” por el marqués de Anglesey, que perdió su pierna en la batalla de Waterloo y fue quien utilizó esta pierna. Más tarde, en 1839, William Selpho trajo la pierna a los EE. UU., donde se la conoció como la “*Pierna Selpho*”.



Ilustración 4: Pierna de Anglesey⁴

En 1863, Dubois Parmlee inventó una prótesis avanzada con un socket de succión, una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado. Más tarde, en 1868, Gustav Hermann sugirió el uso de aluminio en lugar de acero para que las extremidades artificiales fueran más livianas y funcionales. Sin embargo, el dispositivo más liviano tendría que esperar hasta 1912, cuando Marcel Desoutter, un famoso aviador inglés, perdió su pierna en un accidente de avión y elaboró la primera prótesis de aluminio con la ayuda de su hermano Charles, que era ingeniero.⁴

El 1976, la pérdida de la pierna, arriba del tobillo transformó a un joven y dinámico deportista estadounidense, Van Phillips, entonces estudiante de 21 años en Arizona, en una persona amputada. Pronto decidió que los pies protésicos de aquellos años 70 no eran adecuados, así que el joven Van Phillips se asoció con Dale Abildskov, ingeniero de compuestos aeroespaciales, cuando trabajaba en la Universidad de Utah, en 1982. Su plan era cortar en forma de L un material de fibra de carbono muy conocido en la industria aeroespacial por su gran solidez y flexibilidad; después se fijó por debajo una suela y por encima un socket protésico. El peso que se ejercía al apoyar el talón se convertía en energía que, literalmente, impulsaba el paso, imitando la fuerza impulsora de un pie normal y permitiendo al portador correr y saltar.⁵

⁵”*Paralympic Athletes: Equipped for Success*”. InMotion, Volume 14, Issue 3 (2004). Mel Cheskin: http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/may_jun_04/paralympic.html
Ilustración 4: Pierna de Anglesey: http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.html



Ilustración 5: Basic Flex-Foot®. Össur®⁵

En la actualidad las empresas que dominan este mercado son *Össur®* y *ottobock®*, la primera es una empresa de Islandia la cual es la desarrolladora de una de las prótesis deportivas más famosas, la *Flex-Foot Cheetah®*, la cual el atleta sudafricano Oscar Pistorius hiciera famosa en los juegos olímpicos de Londres 2012, además la empresa de calzado deportivo *Nike®* ayudó a mejorarla, generando unos adaptadores de spikes, que son parte del calzado deportivo de atletismo.



Ilustración 6: Flex-Foot Cheetah Össur® y adaptadores de spikes Nike®⁶

La otra empresa mencionada, *ottobock®* es una empresa alemana que desde 1919 se ha dedicado a los estudios y avances dentro del campo de las prótesis, sus dispositivos más recientes incluyen sockets de fibra de carbono al igual que el dispositivo que simula el pie, además de una rodilla hidráulica articulada, la 3S80®.

Ilustración 5: Basic Flex-Foot® (Össur®): http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/may_jun_04/paralympic.html

Ilustración 6: Prótesis Flex-Foot Cheetah® y adaptadores de spikes Nike® (Anja Niedringhaus): <http://www.dezeen.com/2012/09/07/paralympic-design-flex-foot-cheetah-blades-by-ossur/>; <http://www.dezeen.com/2012/08/29/paralympic-design-nike-spike-pad/>

El pie *Runner*® para correr está disponible en diferentes versiones: el *IE91 Runner*® para adultos y jóvenes con un peso corporal de 40 a 125 kg y el *IE93 Runner*® junior para niños con un peso corporal de 15 a 45 kg. Desde carreras relajadas hasta atletismo de competición, el *Runner* es el componente ideal para correr, bien a nivel recreativo o a nivel profesional. Gracias a su sencillo manejo, el *Runner* es válido para personas que no tienen mucha experiencia en el atletismo. Además ofrece un gran soporte para atletas de competición. La respuesta dinámica así como la rigidez de la amortiguación de la prótesis se puede adaptar a las necesidades individuales del usuario.⁶



Ilustración 7: Prótesis deportivas ottobock®⁷

De esta investigación se pueden destacar muchas cosas, como el hecho de que a lo largo de la historia se han ido buscando los materiales disponibles más adecuados para la fabricación de las prótesis y así tener un mejor desempeño, pero lo que me gustaría resaltar más, es el ingenio que ha tenido el ser humano para buscar las soluciones a uno de los problemas que lo pueden hacer más vulnerable, como lo es la falta de un miembro y la ambición de encontrar la manera de que esto no lo limite en su vida diaria y lucir lo más normal posible.

⁶“Una prótesis deportiva para deportistas aficionados con ambiciones”. Ottobock®: <http://www.ottobock.es/protesica/miembro-inferior/articulaciones-de-rodilla/sistema-de-pr%C3%B3tesis-para-correr/index.html>

Ilustración 7: Prótesis *ottobock*® (*ottobock*®): <http://www.ottobock.es/protesica/miembro-inferior/articulaciones-de-rodilla/sistema-de-pr%C3%B3tesis-para-correr/index.html>

VIII. OBJETIVOS

VII.1 OBJETIVOS GENERALES

Realizar el diseño conceptual y la selección de materiales de una prótesis de miembro inferior para atletas amateurs.

VII.2 OBJETIVOS PARTICULARES

- Diseñar una prótesis que pueda utilizarse por atletas amateur con una amputación de miembro inferior.
- Obtener las fuerzas que un atleta generaría en la prótesis.
- Simulación del comportamiento de la prótesis.

IX. CONCEPTO

Prótesis que tiene como principal propósito la realización de un deporte de manera amateur, en este caso atletismo, donde la persona que la use pueda mejorar su salud y su calidad de vida al realizar una actividad física.

X. ENTREVISTA A UNA ATLETA PARALÍMPICA

Se realizó una entrevista a una atleta que ha participado en juegos parapanamericanos y juegos paralímpicos representando a nuestro país, esto con el objetivo de poder obtener información para determinar las necesidades que podrían tener los usuarios, las cuales serán mencionadas más adelante. Se reserva el nombre de la atleta por confidencialidad de la misma.

- 1. ¿Cuántos años tiene?**
35 años de edad.
- 2. ¿Realiza algún deporte, si la respuesta es “sí” cuál y en qué categoría?**
Natación categoría F9.
Lanzamiento de bala categoría F57.
- 3. ¿Cuánto tiempo lleva realizándolo?**
Desde 2009 en nivel paralímpico en juegos paralímpicos.
- 4. ¿Ha utilizado alguna prótesis para realizar este deporte?**
La prótesis Cheetah de la marca Össur, con rodilla Össur de igual manera para el lanzamiento de bala.
- 5. ¿La prótesis le ayudó a realizar su actividad?**
Sí, aunque cada vez que se realiza un cambio de prótesis es un cambio muy drástico y se necesita una adaptación.

6. **¿Qué no le gustó de la prótesis?**
- Que cuando intenta dar carga a la prótesis ésta la tira hacia el lado derecho.
 - La siente pesada (3.5 – 4 kg).
 - Interfaz de silicón se gira dentro del socket de la prótesis.
7. **¿Qué pedirías para mejorarla?**
Reducir las molestias en la parte baja del muñón generadas por el amortiguamiento y por un uso no muy constante.
8. **¿Qué espera de una prótesis?**
Lograr obtener una deambulación similar a la que se tiene en su pierna derecha.

XI. REQUERIMIENTOS Y NECESIDADES

- La prótesis debe ayudar al usuario a desplazarse de una manera correcta caminando, trotando o en carrera.
- La prótesis debe poder desensamblarse fácil y rápidamente del socket para beneficio del usuario.
- Los componentes de la prótesis deben de ser de fácil obtención y de manufacturar.
- Los materiales utilizados en contacto con el usuario deben cumplir con normas de sanidad que hagan de la prótesis un dispositivo confiable.
- Generar un amortiguamiento correcto para que no se causen problemas en las articulaciones.

XII. FUNCIONAMIENTO DE UNA PRÓTESIS DEPORTIVA (CHEETAH FLEX-FOOT, ÖSSUR)

Dentro del campo de las prótesis existen varias categorías, las cuales están dadas por el comportamiento de la prótesis. Este trabajo está enfocado a pertenecer a la categoría de pie de respuesta dinámica, pero podría también pertenecer a la categoría de pie de alto rendimiento, esto dependiendo de la cantidad de energía que pueda regresar la prótesis.

La categoría de pie de respuesta dinámica marca que estos son mucho más que resortes sofisticados que amortiguan cuando los talones contactan el terreno y que utilizan la energía absorbida para impulsar el pie hacia adelante. La acción de resorte en el despegue, propulsa la prótesis hacia la fase de oscilación de la marcha y después el patrón se repite. La comodidad y respuesta de un pie dinámico son importantes para permitir que un usuario de prótesis avance, desde un nivel de actividad mínima hasta un nivel de actividad moderado. Ya sea que se camine sobre una superficie nivelada, o se asciendan o desciendan escaleras, o se corra. El pie de respuesta dinámica proporciona un “buen retorno de energía” (Los porcentajes de retorno de energía, para este nivel de pies dinámicos, pueden alcanzar el 90% o más.) significando que un alto porcentaje de la energía empleada, cuando el usuario camina hacia adelante, es almacenada dentro del sistema del pie y después retornada como un momento, en cada paso sucesivo.⁷

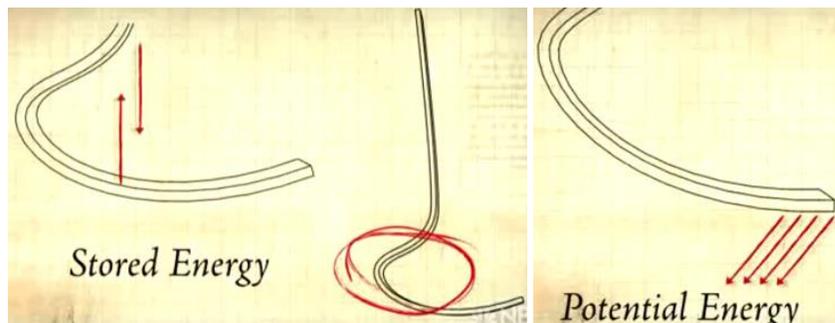


Ilustración 8: Funcionamiento de pie de respuesta dinámica

Algunas veces los pies de respuesta dinámica incluyen amortiguadores en la parte delantera y en la mitad del pie al igual que en el talón y bujes en el tobillo para ayudar a controlar el alineamiento. Estos rasgos singulares adicionales juegan un papel muy importante en el amortiguamiento y absorción en el impacto sobre la extremidad residual y ayudan a crear un patrón del paso más fluido.⁷

⁷“Prosthetic Primer: Putting Your Best Foot Forward”. InMotion, Volume 10, Issue (November/December 2000). Scott Sabolich: http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_00/prosth.html
Ilustración 8: “Flex-Foot Cheetah®” (Össur®): <http://fisica-alperit.blogspot.mx/2013/05/funcionamiento-de-las-protesis.html>

Para la categoría de pie de alto desempeño la diferencia el retorno de energía puede llegar a un 95% o superarlo aunque estos llegan a ser un poco más elaborados en cuestión de componentes comparados con los pies de respuesta dinámica haciéndolos más pesados, lo que es una desventaja si se habla de participar en competencias de alto rendimiento pero hace que la deambulación sea más cómoda.

Antes de comenzar la propuesta de diseño, analizaremos cómo es el funcionamiento de un dispositivo que ya se encuentra en el mercado, el cual es la *Flex-Foot Cheetah*® de la marca Islandesa *Össur*®.

La prótesis *Cheetah*® es la más empleada por los deportistas, por su ligereza y fuerza, también se caracteriza por su forma en “J” que se comprime en el impacto y produce una absorción de energía de alto nivel que, de otra manera serían absorbidos por el tobillo, rodilla, cadera y la zona lumbar del corredor.

Los estudios han demostrado que el *Flex-Foot Cheetah*® puede devolver hasta el 90% de la energía almacenada, mientras que una prótesis normal puede devolver solo el 49% y si comparamos éstas con el pie humano, éste puede multiplicar por 2,5 veces la energía que entra en contacto y el impulso; sin embargo la prótesis *Cheetah* multiplica solo por uno este efecto, entonces la restitución de energía es menos eficaz que en el pie humano.⁸



Ilustración 9: Flex-Foot Cheetah®⁸

- **Diseño**

Las capas de fibra de carbono están optimizadas mediante un amplio análisis por computadora y pruebas mecánicas que garantizan que la deflexión de la parte anterior del pie, desde el apoyo plantar medio, al apoyo plantar final sea proporcional al peso del usuario y al nivel de impacto, reduciendo la fatiga mediante una marcha energéticamente eficiente. Además, debido al hecho de que el *Flex-Foot Cheetah*® no tiene talón, el usuario se coloca constantemente sobre las puntas de sus pies, la cual es la posición típica para correr un sprint.⁸

⁸“Análisis de las características biomecánicas de una prótesis *Cheetah*®” (14 de Mayo del 2015). Funny Biomechanics: http://usjfunnybiomechanics.blogspot.mx/2015/05/analisis-de-las-caracteristicas_14.html

Ilustración 9: “*Flex-Foot Cheetah*®” (Össur®): <http://www.ossur.es/soluciones-proteticas/productos/sport-solutions/cheetah>

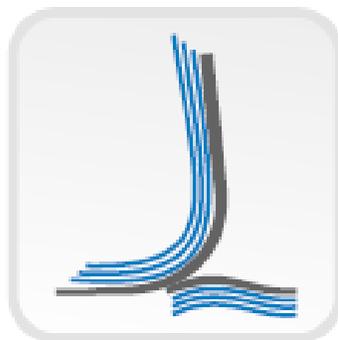


Ilustración 10: Respuesta Proporcional⁹

Otro punto importante es que las fuerzas verticales generadas al contacto del talón, se almacenan y se traducen en un movimiento lineal descrito como progresión tibial activa, desde que el pie está apoyado por completo hasta el momento de su despegue del suelo. Esta acción reduce la necesidad de empujar el cuerpo hacia delante mediante el pie contralateral y también igual la longitud de los pasos. El diseño y tecnología únicos del pie producen todos los movimientos ya que no existen articulaciones mecánicas esto ayuda a tener una marcha normal mediante movilidad natural.⁹

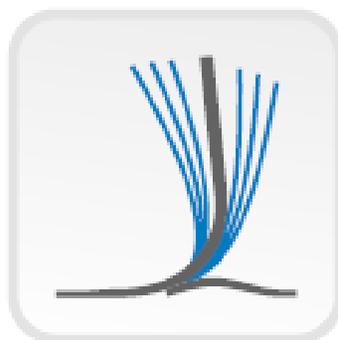


Ilustración 11: Progresión Tibial Activa¹⁰

Datos como el peso corporal del usuario, la longitud del miembro residual y la alineación del pie en relación con su estilo de correr hacen que la prótesis, su grosor y rigidez del pie resultante varíen y esta caracterización puede mejorar la durabilidad del pie.⁸

En otros modelos como el *Flex-Run*® se pueden encontrar otros tipos de características aparte de las ya mencionadas. El *Flex-Run*® con suela *Nike*® es apropiado para amputados transfemorales y tibiales que participan en actividades de alto impacto como jogging, trail running, carreras de fondo y triatlón.

⁹” *Flex-Foot Cheetah*®” (Össur®): <http://www.ossur.es/soluciones-protesicas/productos/sport-solutions/cheetah>

Ilustración 10: “*Respuesta Proporcional*” (Össur®): <http://www.ossur.es/soluciones-protesicas/productos/sport-solutions/cheetah>

Ilustración 11: “*Progresión Tibial Activa*” (Össur®): <http://www.ossur.es/soluciones-protesicas/productos/sport-solutions/cheetah>



Ilustración 12: Flex-Run®¹¹

La quilla completa en fibra de carbono coincide con la longitud del pie sano, lo que aporta una marcha más suave y natural. La quilla completa en fibra de carbono da soporte al amputado y previene que la longitud de los pasos sea desigual o que se cargue excesivamente el talón del miembro sano en el contacto con el suelo dando mayor estabilidad y seguridad en la fase de apoyo.

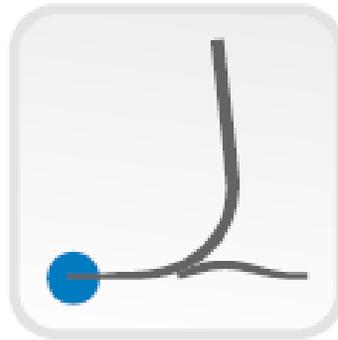


Ilustración 13: Quilla de Carbono Completa¹²

- **Mecanismo de Movimiento**

Las prótesis *Cheetah*® tienen una forma original que intentan reproducir el movimiento de la pata posterior del guepardo, que se extiende para llegar el suelo mientras que los músculos de su pierna disparan su cuerpo hacia adelante.⁸

Durante la carrera, la curva en forma de “J” de la prótesis se comprime durante el impacto. La energía va a estar almacenada y después absorbida por el tobillo, la rodilla, la cadera y los lumbares. Al final del movimiento la curva “J” recupera su forma inicial, se recoge la energía almacenada y propulsa a la persona adelante.⁸

Ilustración 12: “Flex-Run®” (Össur®): <http://www.ossur.es/soluciones-protesicas/productos/sport-solutions/flex-run>

Ilustración 13: “Quilla de Carbono Completa” (Össur®): <http://www.ossur.es/soluciones-protesicas/productos/sport-solutions/flex-run>

La prótesis *Cheetah*® reproduce los movimientos de la pierna humana: ⁹

- Flexión
- Extensión
- Rotaciones
- Abducción/ aducción

XIII. CATEGORÍAS PARALÍMPICAS

El atletismo es la disciplina más emblemática entre los deportes paralímpicos, así como también lo es en los olímpicos. Ha estado presente desde el inicio de los juegos paralímpicos en 1960 y su diversidad de pruebas incluye todo tipo de discapacidades, entre ellas deportistas en silla de ruedas, con ceguera total y severa que compiten con guía, atletas con prótesis, atletas con parálisis cerebral y discapacitados intelectuales.¹⁰

• Competencias

- Pista: 100 [m], 200 [m], 400 [m], 800 [m], 1500 [m], 5000 [m], 10000 [m], 4x100 [m], 4x400 [m].
- Campo: Lanzamiento de bala, lanzamiento de disco, jabalina, salto de longitud y salto de altura.
- Calle: Maratón.
- Combinado: Pentatlón.

• Clasificación

Son elegibles atletas con discapacidad física, visual e intelectual. Se les da la letra T o F a la clasificación dependiendo si la prueba es de pista (Track) o de campo (Field). La clase deportiva está definida por dos números. El primero, se refiere al tipo de discapacidad funcional, mientras que el segundo, es el grado de afectación.¹⁰

- Clase 11-13: Los atletas con discapacidad visual son clasificados en 3 clases dependiendo de su grado de ceguera. Mientras más bajo el número, más severa es la pérdida de visión.
- Clase 20: Atletas con discapacidad intelectual
- Clase 31-38: Deportistas con parálisis cerebral, daño cerebral adquirido o similar, que caminen o utilicen silla de ruedas. Los atletas que usan silla de ruedas o silla de lanzamiento están en las clases 31-34 y los atletas que compiten de pie están en las clases 35-38.
- Clase 40-47: Deportistas que caminan y tienen diferentes niveles de deficiencia o pérdida de extremidades, discapacidades congénitas y baja estatura.
- Clases T 51-54, F 51-58: Deportistas que compiten en silla de ruedas (eventos de pista), o sillas de lanzamiento (eventos de campo). En estas clases, los atletas poseen distintos niveles de lesión medular, daño de columna o amputaciones.

¹⁰ "Atletismo" Comité Paralímpico de Chile. http://www.paralimpico.cl/?page_id=38

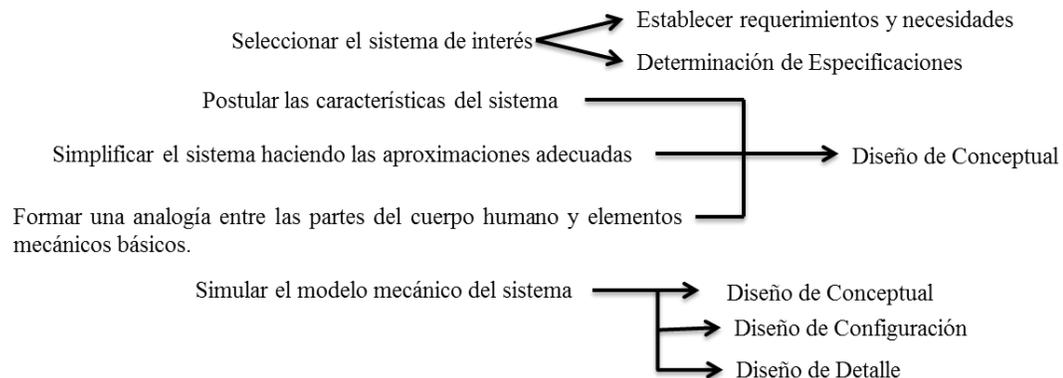
XIV. METODOLOGÍA DE DISEÑO

Este trabajo se encuentra dentro del campo de la ingeniería biomédica, que a su vez engloba a la biomecánica y siguiendo la metodología de esta área, una de nuestras principales tareas es formar una analogía entre las partes que conforman la pierna y elementos mecánicos básicos para así diseñar la prótesis.

La metodología que se seguirá dentro de este trabajo será la presentada en el libro “*Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, motion and deformation*” escrito por los autores PhD Nihat Özkaya y Dr. Sci. Margareta Nordin.

- Seleccionar el sistema de interés.
- Postular las características del sistema.
- Simplificar el sistema haciendo las aproximaciones adecuadas.
- Formar una analogía entre las partes del cuerpo humano y elementos mecánicos básicos.
- Simular el modelo mecánico del sistema.
 - Fabricación del dispositivo.
 - Analizar el desempeño del modelo.

Esta metodología de diseño es un poco diferente a la que usualmente usamos dentro de la facultad (Ulrich, 2004, 3ª Edición), pero podemos encontrar que cada uno de los pasos de esta metodología, entran en la antes mostrada si hacemos las siguientes analogías.



En esta sección solo se llegará al cuarto punto ya que el quinto punto se describirá a detalle más adelante, dado que será la transición de los elementos mecánicos básicos a algo tangible y funcional, sin llegar a un diseño a detalle.

Por el tiempo que requeriría, los dos últimos puntos de la primera metodología anteriormente mostrada, quedan fuera del alcance de esta tesis, además de que estos puntos se podrían considerar como “Fabricación de Modelo Funcional” y “Producto Final” dentro de la segunda metodología.

1. Seleccionar el sistema de interés:

En este punto la identificación clínica del paciente es el inicio del procedimiento, para el cual se recurrió a diferentes puntos de vista con relación a diferentes tablas antropométricas encontradas en la literatura.

Como primer punto nos dimos a la tarea de acotar la edad de las personas a las que estará enfocado este trabajo y se llegó a la conclusión de utilizar el segmento de la población que va de 19 a 24 años ya que se considera que a esa edad el desarrollo físico de la persona ha llegado a su fin, además de que es el segmento que marcan las tablas antropométricas.

Después, realizando una investigación sobre el tipo de amputaciones que existen y su frecuencia (un aumento entre 30,000 y 40,000 en los últimos 15 años), además de su proceso de diseño, se seleccionó que la amputación a la cual se enfocará este trabajo es a la amputación infracondilea que se encuentre entre el tercio superior y el medio ya que en estos puntos el paciente aún cuenta con su rodilla para realizar los movimientos.

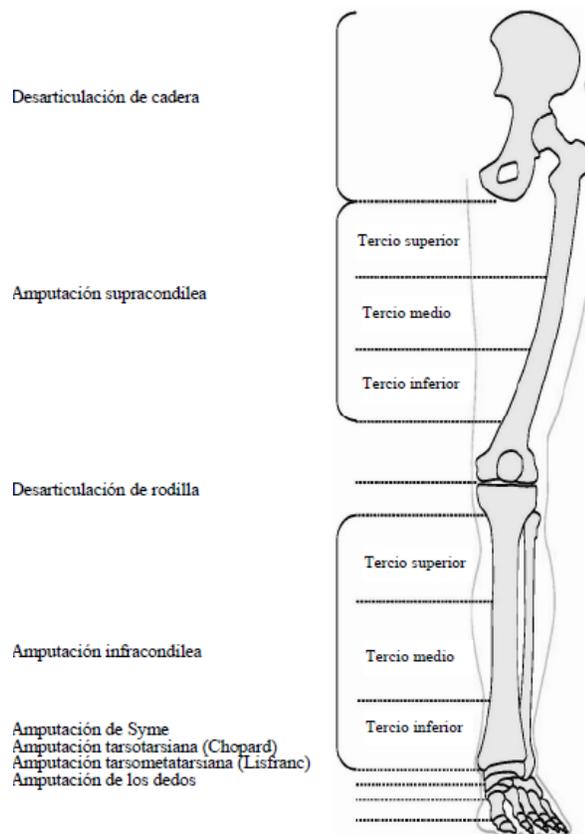


Ilustración 14: Tipos de amputación¹³

Ilustración 14: "Tipos de amputación" (Tesis para Maestría, Página 80) *Diseño y desarrollo de una prótesis Flex Foot®* Instituto Politécnico Nacional, México, D.F.

Para determinar los datos que se requerirán para la prótesis se ocuparon tablas antropométricas usando dos libros como base “*Dimensiones Antropométricas de Población Latinoamericana*” de Rosalío Ávila Chaurand, Lilia R. Prado León, Elvia L. González Muñoz. Y “*Las Dimensiones Humanas en los Espacios Interiores*” de Julius Panero y Martin Zelnik. El primero es uno de los pocos sitios donde se puede encontrar información antropométrica de México mientras que el segundo los sujetos estudiados son españoles, a los que se les considera un poco más altos que los mexicanos (9.6%).

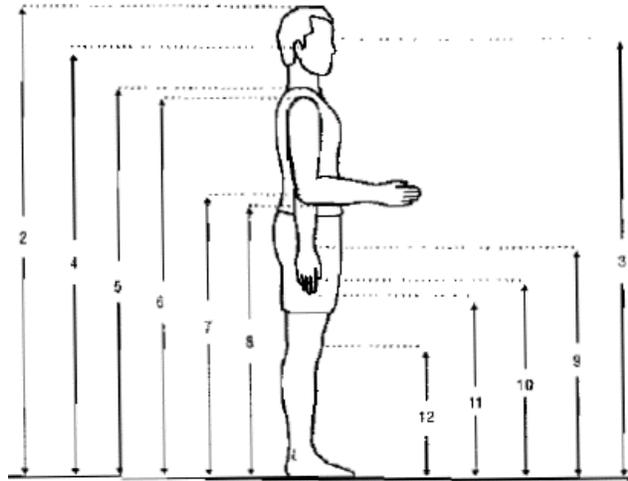


Ilustración 15: Medidas Antropométricas de estudiante de pie de 19 a 24 años¹⁴

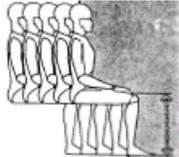
Se buscó hacer una relación entre ambos libros con sus respectivas tablas, ya que en el primer libro, los sujetos estudiados son personas de Guadalajara, Jalisco con un apartado de la Ciudad de México, el problema es que en este apartado las dimensiones tienden a ser menores a las encontradas en la parte de Guadalajara y en el otro libro que habla de la población española.

Ilustración 15: “Medidas Antropométricas en posición de pie de estudiante de 19 a 24 años” (Página 77), “Dimensiones Antropométricas de Población Latinoamericana”. Rosalío Ávila Chaurand, Lilia R. Prado León, Elvia L.(2001)

Tabla 3: Medidas Antropométricas de estudiante sentado de 19 a 24 años (No. 12)³

DIMENSIONES	18 AÑOS (n=106)					19-24 AÑOS (n=97)				
	X̄	D.E.	PERCENTILES			X̄	D.E.	PERCENTILES		
			5	50	95			5	50	95
1. Peso (Kg)	68.1	11.6	48.9	67.2	87.2	68.2	12.4	47.7	64.9	88.7
2. Estatura	1707	60	1608	1707	1816	1709	63	1605	1708	1813
3. Altura ojo	1591	57	1497	1568	1685	1595	62	1493	1588	1697
4. Altura oído	1567	57	1473	1564	1661	1571	62	1469	1567	1673
5. Altura vertiente humeral	1425	57	1331	1430	1519	1428	59	1331	1423	1525
6. Altura hombro	1392	56	1300	1393	1484	1395	59	1298	1392	1492
7. Altura codo	1071	47	993	1073	1145	1082	50	1000	1081	1164
8. Altura codo flexionado	1047	45	973	1046	1121	1052	48	973	1055	1131
9. Altura muñeca	822	46	746	819	897	835	50	752	832	918
10. Altura pulgido	736	42	665	736	803	744	43	673	743	815
11. Altura dedo medio	637	38	574	635	700	649	41	556	649	717
12. Altura rodilla	483	34	429	485	541	479	30	436	478	529

Tabla 4: Altura de rodilla⁴



21

ALTURA DE RODILLA

Altura de rodilla* de hombres y mujeres adultos, en pulgadas y centímetros, según edad, sexo y selección de percentiles[†]

	18 a 24 Años		25 a 34 Años		35 a 44 Años		45 a 54 Años		55 a 64 Años		65 a 74 Años		75 a 79 Años		
	pulg.	cm													
99	HOMBRES	24.1	61.2	23.9	60.7	24.6	62.5	24.4	70.0	23.9	60.7	24.0	61.0	23.7	61.0
95	MUJERES	22.4	56.9	22.7	57.7	22.5	57.2	22.4	56.9	22.5	57.2	21.9	55.6	22.0	55.9
90	HOMBRES	23.4	59.4	23.4	59.4	23.7	61.0	23.4	59.4	23.3	59.9	23.1	58.7	22.9	58.7
80	MUJERES	21.5	54.6	21.6	54.9	21.6	54.9	21.5	54.6	21.6	54.9	21.4	54.4	21.0	53.3
70	HOMBRES	22.9	58.7	22.9	58.7	23.3	59.9	22.9	58.7	22.8	57.9	22.8	57.9	22.5	57.2
60	MUJERES	21.0	53.3	21.0	53.3	21.0	53.3	21.0	53.3	20.9	53.1	20.7	52.6	20.7	52.6
50	HOMBRES	22.4	57.0	22.5	57.2	22.7	57.7	22.5	57.2	22.4	57.0	22.2	56.4	21.9	55.6
40	MUJERES	20.5	52.1	20.6	52.3	20.6	52.3	20.5	52.1	20.4	51.8	20.1	51.1	20.2	51.3
30	HOMBRES	22.0	55.9	22.1	56.1	22.2	56.4	22.1	56.1	22.0	55.9	21.8	54.8	21.4	54.4
20	MUJERES	20.1	51.1	20.3	51.6	20.3	51.6	20.2	51.3	20.1	51.1	20.0	50.8	19.8	50.3
10	HOMBRES	21.7	55.1	21.8	55.4	21.9	55.6	21.8	55.4	21.7	55.1	21.4	54.4	21.3	54.1
5	MUJERES	19.8	50.3	20.0	50.8	20.0	50.8	19.9	50.5	19.8	50.3	19.7	50.0	19.5	49.5
	HOMBRES	21.4	54.4	21.5	54.6	21.6	54.9	21.5	54.6	21.4	54.4	21.1	53.6	21.0	53.3
	MUJERES	19.6	49.8	19.7	50.0	19.7	50.0	19.6	49.8	19.5	49.5	19.5	49.5	19.2	48.8
	HOMBRES	21.1	53.6	21.2	53.8	21.3	54.1	21.2	53.5	21.1	53.6	20.8	52.8	20.7	52.6
	MUJERES	19.3	49.0	19.5	49.5	19.4	49.3	19.4	49.3	19.2	48.8	19.2	48.8	19.0	48.3
	HOMBRES	20.7	52.6	20.8	52.8	21.1	53.6	20.8	52.8	20.7	52.6	20.5	52.1	20.5	52.1
	MUJERES	19.1	48.5	19.2	48.8	19.2	48.8	19.1	48.5	19.0	48.3	18.7	47.5	18.9	48.0
	HOMBRES	20.4	51.8	20.5	52.1	20.6	52.3	20.4	51.8	20.3	51.6	20.2	51.3	20.2	51.3
	MUJERES	18.6	47.2	18.9	48.0	18.8	47.8	18.8	47.8	18.5	47.0	18.6	47.2	18.4	46.7
	HOMBRES	20.0	50.8	20.1	51.1	20.2	51.3	20.0	50.8	19.9	50.5	19.6	49.8	19.9	50.5
	MUJERES	18.2	46.2	18.4	46.7	18.3	46.5	18.3	46.5	18.1	46.0	18.2	46.2	18.1	46.0
	HOMBRES	19.3	49.0	19.4	49.3	19.8	50.3	19.4	49.3	19.3	49.0	19.1	48.5	19.2	48.8
	MUJERES	17.9	45.5	18.1	46.0	18.0	45.7	18.0	45.7	17.8	44.7	17.8	45.3	17.8	45.3
	HOMBRES	18.3	46.5	18.3	46.5	19.0	48.3	18.4	46.7	18.2	46.2	18.1	46.0	18.2	46.2
	MUJERES	17.1	43.4	17.3	43.9	17.2	43.7	17.2	43.7	17.1	43.4	16.6	42.2	17.1	43.4

* Definición de altura de rodilla: ver, Tabla 1M.
† Medido bajo la cual descende el porcentaje de personas indicado en el grupo de edad dado.

Tabla 3: “Medidas Antropométricas en posición sentada de estudiante de 19 a 24 años” (Página 77), “Dimensiones Antropométricas de Población Latinoamericana”. Rosalío Ávila Chaurand, Lilia R. Prado, Elvia L.(2001)

Tabla 4: “Altura Rodilla” (Página 93), “Las Dimensiones Humanas en los Espacios Interiores”. Julius Panero y Martin Zelnik. (1989)

La altura de la rodilla es la longitud entre la parte central de la rótula y el piso, estando el sujeto de pie. Se decidió utilizar esta altura ya que al establecerse que el paciente cuenta con su rodilla, la distancia óptima para una amputación es a 1/3 de la rodilla, por lo que dicha amputación está en la frontera de la amputación infracondilea del tercio superior o de tercio medio y están en el rango establecido.

Se usarán los datos que hay entre el percentil 5 y el 95 de la Tabla 3, lo que hace que la prótesis pueda ser usada por el 90% de la población, es decir de 430 [mm] a 529 [mm], dándonos una ventana de trabajo de 99 [mm], la diferencia que presentan estas medidas con la Tabla 4 es de 493 [mm] a 594[mm] con una ventana de trabajo de 101 [mm] pero se debe tomar en cuenta que esta altura es sentado por lo que la distancia aumenta un poco más y como se mencionó anteriormente esta tabla es de población española, debido a esto, no la consideraremos.

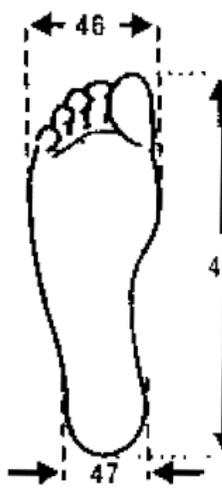
En este mismo rubro, se determinaron otras dimensiones que son importantes para empezar el diseño, como es la longitud del pie y el peso de la persona que va a utilizar la prótesis, ya que en las prótesis comerciales, el peso es lo que dicta la categoría de la prótesis, podríamos llamarle la talla.

Tabla 5: Medidas Antropométricas en posición de pie de estudiante de 19 a 24 años (No. 1)⁵

DIMENSIONES	18 AÑOS (n=106)					19-24 AÑOS (n=97)				
	%	D.E.	PERCENTILES			%	D.E.	PERCENTILES		
			5	50	95			5	50	95
1. Peso (Kg)	68.1	11.6	48.9	67.2	87.2	68.2	12.4	47.7	64.9	88.7
2. Estatura	1707	60	1608	1707	1816	1709	63	1605	1708	1813
3. Altura ojo	1591	57	1497	1588	1685	1595	62	1493	1588	1697
4. Altura oído	1567	57	1473	1564	1661	1571	62	1469	1567	1673
5. Altura vertiente humeral	1425	57	1331	1430	1519	1428	59	1331	1423	1525
6. Altura hombro	1392	56	1300	1393	1484	1395	59	1298	1392	1492
7. Altura codo	1071	47	993	1073	1145	1082	50	1000	1061	1164
8. Altura codo flexionado	1047	45	973	1046	1121	1052	48	973	1055	1131
9. Altura muñeca	822	46	746	819	897	835	50	752	832	918
10. Altura nudillo	735	42	665	736	804	744	43	673	744	815
11. Altura dedo medio	637	38	574	635	700	649	41	556	649	717
12. Altura rodilla	485	34	425	465	541	479	30	436	476	529

Tabla 5: “Medidas Antropométricas en posición de pie de estudiante de 19 a 24 años” (Página 79), “Dimensiones Antropométricas de Población Latinoamericana”. Rosalío Ávila Chaurand, Lilia R. Prado León, Elvia L. (2001)

Tabla 6: Medidas Antropométricas de Cabeza, pie y mano de estudiante de 18 a 24 años (No. 44)⁶



DIMENSIONES	18 AÑOS (n=106)					19-24 AÑOS (n=97)				
	\bar{x}	D.E.	PERCENTILES			\bar{x}	D.E.	PERCENTILES		
34. Anchura cabeza	158	8	150	158	168	158	6	150	158	168
35. Anchura cuello	113	7	103	113	125	114	9	99	113	129
36. Altura cara	130	8	117	130	143	131	8	118	131	144
37. Anchura cara	138	10	122	139	155	137	8	124	138	150
38. Diámetro interpupilar	53	6	43	55	63	55	8	42	55	68
39. Longitud de la mano	187	9	172	186	202	186	8	173	186	199
40. Longitud palma mano	160	8	98	108	116	105	8	97	105	113
41. Anchura de la mano	103	7	91	102	115	103	6	93	103	113
42. Anchura palma mano	85	5	77	85	93	85	5	77	85	92
43. Diámetro tobillo	14	4	13	14	15	14	4	13	14	15
44. Longitud del pie	261	11	243	260	279	262	12	242	262	282
45. Anchura del pie	99	5	89	99	109	98	5	88	98	108
47. Anchura talón	68	6	60	68	78	69	5	61	68	77

En la longitud del pie y en el peso utilizaremos una media de ambos datos, 262 [mm] y 68.2 [kg] respectivamente, ya que con estos datos consideraremos que es la categoría media o talla mediana de la prótesis.

2. Postular las características del sistema:

En este punto se requieren utilizar los principios de estática para encontrar las fuerzas que se aplican en los grupos musculares y articulaciones involucradas en las diversas posturas del cuerpo además de hacer ciertas suposiciones dentro del sistema para así poder facilitar su solución.

En el cuerpo humano actúan dos tipos de fuerzas, internas y externas. Las primeras, siendo ejercidas por los elementos que pertenecen al cuerpo en sí, como músculos, ligamentos y tendones. Las segundas, como el nombre lo dice, ejercidas por agentes externos como la gravedad al acelerarse el cuerpo, fuerzas mecánicas o manuales al realizar algún ejercicio o estiramiento y en este caso las fuerzas aplicadas por la prótesis.

Cuando el sistema músculo esquelético está involucrado en un problema estático las incógnitas que se presentan son las fuerzas de reacción en articulaciones y tendones. El análisis mecánico para una articulación requiere conocer las características del vector en el músculo incluyendo la ubicación de su acoplamiento, su peso o masa, el centro de gravedad del segmento del cuerpo y el eje anatómico de rotación de la articulación.

Tabla 6: “Medidas Antropométricas de Cabeza, pie y mano de estudiante de 18 a 24 años” (Página 80), “Dimensiones Antropométricas de Población Latinoamericana”. Rosalío Ávila Chaurand, Lilia R. Prado León, Elvia L. (2001)

Como se mencionó al inicio de este punto se deben de hacer ciertas suposiciones dentro del sistema para que en este puedan aplicarse los principios de estática y así poder realizar el análisis mecánico dentro de las articulaciones. A continuación se mencionarán las suposiciones necesarias.¹¹

- Los ejes anatómicos de rotación de las articulaciones son conocidos.
- Solo un grupo muscular controla el movimiento de la articulación.
- La ubicación de los acoplamientos del músculo es conocida.
- La línea de acción de tensión en el músculo es conocida.
- Los pesos segmentados y centros de gravedad son conocidos.
- La fricción en las articulaciones es insignificante.
- Se ignora el aspecto dinámico del problema.
- El problema se realiza en dos dimensiones.
- La deformación en músculos, tendones y huesos no se considera.

3. Simplificar el sistema haciendo las aproximaciones adecuadas:

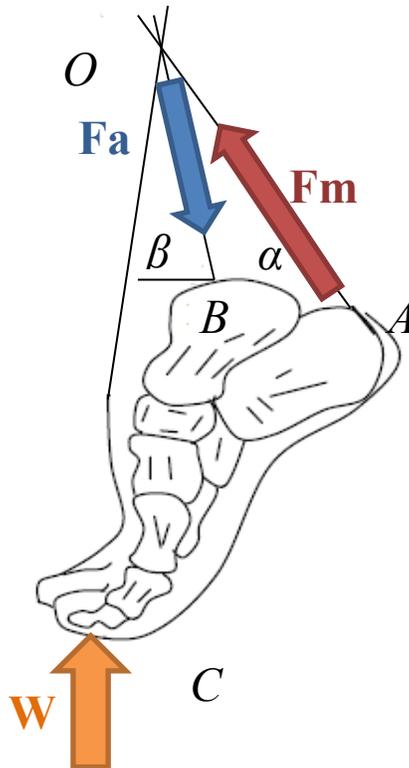


Ilustración 16: Fuerzas que actúan en el pie

¹¹“*Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, motion and deformation*” (Páginas 101 y 102). Ph.D Nihat Özkaya y Dr. Sci. Margareta Nordin (1991).

Para este trabajo se considerará que la persona está parada de puntillas, ya que el comportamiento de las prótesis deportivas que hemos mencionado anteriormente su diseño se basa en esta postura.

En la Ilustración 15 se muestra:

Las fuerzas que actúan en un pie en un instante:

- **W:** Es la fuerza de reacción del peso de la persona aplicado en el pie.
- **F_m:** Es la magnitud de la fuerza de tensión ejercida por el músculo gastrocnemio y soleo en el hueso calcáneo a través del tendón de Aquiles.
- **F_a:** Es la magnitud de la fuerza de reacción de la articulación del tobillo aplicada por la tibia en el domo del talus.

Las sujeciones que hay en el sistema:

- **A:** Donde el tendón de Aquiles está sujeto al hueso calcáneo.
- **B:** Es la articulación del tobillo.
- **C:** Es donde se genera la fuerza de reacción aplicada al piso.
- **O:** Es el punto de intersección de las fuerzas.

Los ángulos presentes en el pie:

- **α :** Ángulo que se forma con la fuerza de tensión en el tendón de Aquiles y la horizontal.
- **β :** Ángulo que se forma con la fuerza de reacción de la articulación del tobillo.

4. Formar una analogía entre las partes del cuerpo humano y elementos mecánicos:

Como se mostró en el diagrama anterior hay tres fuerzas que forman un sistema (F_m , F_a y W). Dada la geometría del problema, en el pie no se forma ningún sistema paralelo de fuerzas, por lo que el sistema de fuerzas debe ser concurrente.

Se determinó al punto **O** como el punto de intersección de la extensión de las líneas de acción de las fuerzas mostradas en el diagrama (F_m y F_a). Como se mencionó en las suposiciones en el punto anterior los puntos **A**, **B** y **C** serán conocidos, por lo tanto el ángulo β puede ser medible.

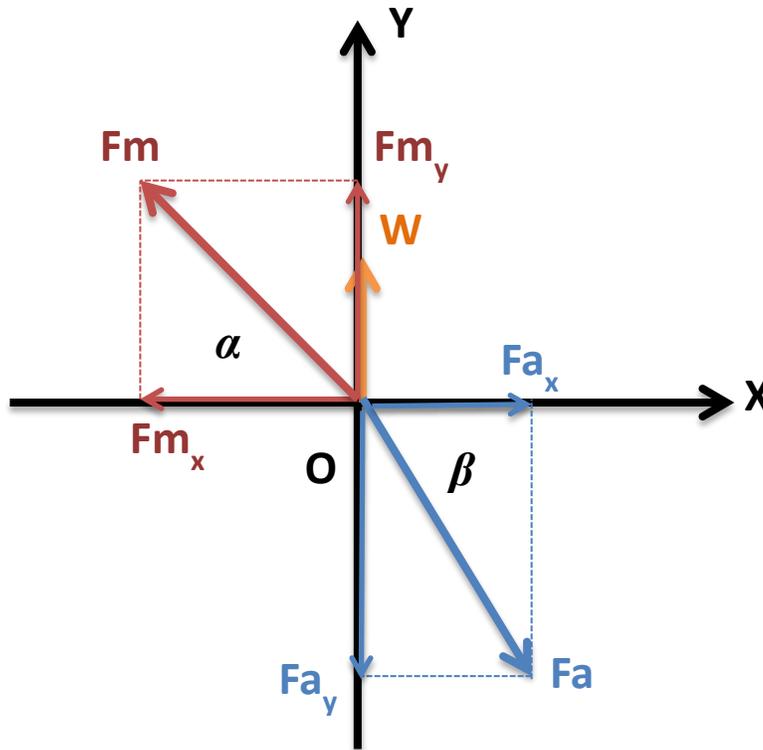


Ilustración 17: Sistema de coordenadas con fuerzas trasladadas

Con esto se genera un sistema donde las incógnitas son **Fm** y **Fa**, las cuales se pueden determinar aplicando condiciones de equilibrio al trasladar todo el sistema al punto **O** con un sistema de coordenadas *X, Y*. Con este proceso se tendrían que descomponer las fuerzas **Fm** y **Fa** en sus respectivas fuerzas en el eje *X* y en el eje *Y*.

La descomposición de las fuerzas queda de la siguiente manera:

$$Fm_x = Fm * \cos\alpha \quad (1)$$

$$Fm_y = Fm * \sen\alpha \quad (2)$$

$$Fa_x = Fa * \cos\beta \quad (3)$$

$$Fa_y = Fa * \sen\beta \quad (4)$$

Realizando la suma de fuerzas para los ejes *X* y *Y* obtenemos lo siguiente:

$$\sum Fm = 0 \quad (5)$$

$$Fa_x = Fm_x \quad (6)$$

$$\sum Fm = 0 \quad (7)$$

$$Fa_y = Fm_y + W \quad (8)$$

Para definir el peso (W) procedemos a realizar la siguiente operación:

$$W = m * g \quad (9)$$

$$\text{Si: } m = 68.2 \text{ [kg]}$$

$$g = 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

$$W = 68.2 \text{ [kg]} * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] = 669.042 \text{ [N]}$$

Sustituyendo las ecuaciones 1, 2, 3 y 4 en las ecuaciones 6 y 8 hace que las soluciones simultáneas de las ecuaciones propuestas den como resultado:

$$Fm = \frac{\cos\beta * W}{\cos\alpha * \text{sen}\beta - \text{sen}\alpha * \cos\beta} \quad (10)$$

$$Fa = \frac{\cos\alpha * W}{\cos\alpha * \text{sen}\beta - \text{sen}\alpha * \cos\beta} \quad (11)$$

$$\text{Si: } W = 669.042 \text{ [N]}$$

$$\alpha = 45^\circ$$

$$\beta = 60^\circ$$

$$Fm = \frac{\cos(60^\circ) * 669.042 \text{ [N]}}{\cos(45^\circ) * \text{sen}(60^\circ) - \text{sen}(45^\circ) * \cos(60^\circ)} = 1292.4898 \text{ [N]}$$

$$Fa = \frac{\cos(45^\circ) * 669.042 \text{ [N]}}{\cos(45^\circ) * \text{sen}(60^\circ) - \text{sen}(45^\circ) * \cos(60^\circ)} = 1827.8567 \text{ [N]}$$

Las fuerzas obtenidas de las ecuaciones 9 y 10 serían las que ejerce una persona que pesa 68.2 [kg] en un instante al momento de pisar, esto sin considerar el impacto a la hora del aterrizaje.

XV. MARCO TEÓRICO

Dentro de este punto se mencionarán los conceptos que fueron necesarios para poder desarrollar el proyecto, esto dentro del ámbito de la ingeniería, pero también de la medicina, en este caso de la anatomía del pie, ya que se hace mención a ciertos músculos y huesos a los cuales como ingenieros no estamos acostumbrados.

1. Almacenamiento de energía:

La energía en su definición más básica es la capacidad que tiene la materia de producir un trabajo, sabemos que de manera ideal el trabajo y la energía deberían ser la misma, pero debido a las pérdidas en el sistema (fricción, calor, sonido, etc.) nunca son las mismas.

Según la teoría, dependiendo del tipo de sistema existe un almacenador de energía, en un sistema eléctrico tenemos al capacitor, pero en este caso al ser un sistema mecánico nuestro almacenador de energía es un resorte y es así como se considera a una prótesis, aunque dependiendo de sus componentes y modelado podría ser un sistema de resortes mecánicos.

Al caminar, la energía es proporcionada por el peso del usuario al cargar el resorte (prótesis) mediante compresión, entonces dependiendo del material y su capacidad de resiliencia, esta energía se almacenará como energía potencial para convertirse en trabajo al liberarse el resorte. La energía potencial del resorte comprimido sería el área A.

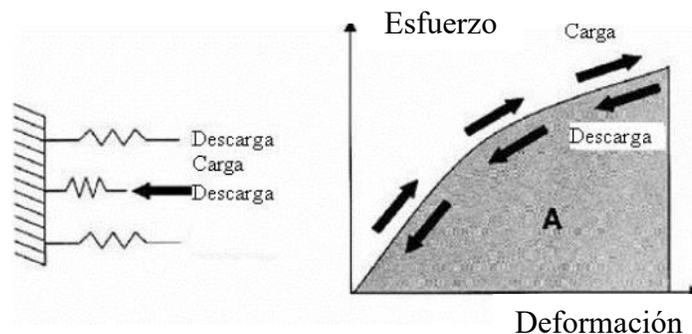


Ilustración 18: Diagrama y gráfica de la compresión y descarga de un resorte¹⁷

Como se mencionó, un resorte no regresa la misma cantidad de energía que se le proporcionó debido a las pérdidas en el sistema, por lo tanto en una gráfica, su comportamiento se podría determinar que un resorte tomará una trayectoria de descarga diferente a la de carga, a este comportamiento se le conoce como viscoelasticidad, que es simplemente una diferencia entre las porciones de carga y descarga.

Ilustración 18: “Diagrama y gráfica de la compresión y descarga de un resorte” (Tesis para Maestría, Página 35) Diseño y desarrollo de una prótesis Flex Foot® Instituto Politécnico Nacional, México, D.F. (2009)

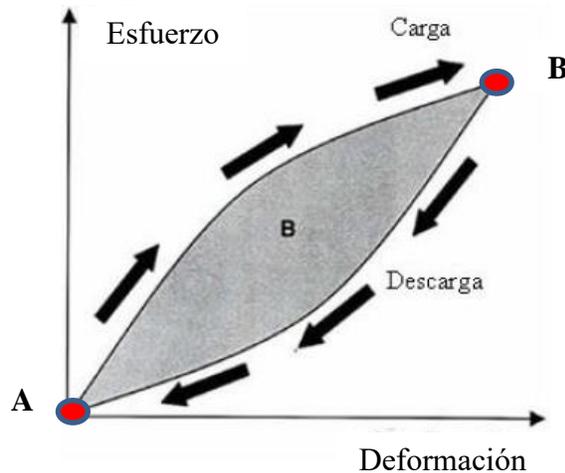


Ilustración 19: Curva esfuerzo-deformación de un material viscoelástico¹⁸

El área B representa la energía perdida en el sistema por los elementos antes mencionados, también conocida como energía disipada y matemáticamente se conoce como la energía de entrada menos la energía de salida.

$$E_{Disipada} = \int_A^B F_{Carga} dx - \int_B^A F_{Descarga} \quad (12)$$

El tobillo provee la mayor parte del trabajo producido durante la marcha, la articulación del tobillo está formada por un sistema altamente sofisticado de huesos, músculos, tendones y ligamentos. El movimiento predominante de la articulación del tobillo al caminar está en el plano sagital y la mayoría de las técnicas de análisis de marcha desarrolladas están enfocadas en ese plano de movimiento.¹²

Por simplicidad, la articulación del tobillo es frecuentemente analizada con el uso del modelo eslabón-segundo que representa los huesos de la pierna y el pie como dos elementos rígidos en cualquier lado de una articulación. Este modelo, técnicamente impreciso (el pie está compuesto por 26 huesos individuales), representa el movimiento burdo de la articulación del tobillo en la mayoría de los propósitos de análisis.¹³

Ilustración 19: “Curva esfuerzo-deformación de un material viscoelástico” (Tesis para Maestría, Página 35) Diseño y desarrollo de una prótesis Flex Foot® Instituto Politécnico Nacional, México, D.F. (2009)

¹²”Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences” Clin Orthop. Winter DA (1983)

¹³”The forces and moments in the leg during level walking” Trans ASME. Bresler B, Frankel JP. (1950)



Ilustración 20: Movimiento y acción del músculo en el tobillo¹⁹

2. Medición de la energía:

Este concepto se enfocará a la medición y análisis dentro del tobillo ya que es en esta articulación donde se conjuntan todas las fuerzas del pie. Se analizarán 5 conceptos, englobados que son:

- Almacenamiento de energía: E_{Alm} (Se determina experimentalmente)
- Eficiencia: E_f (Se determina experimentalmente)
- Retorno de energía: $E_{Ret} = E_{Alm} * E_f$
- Energía disipada: $E_{Dis} = E_{Alm} * (1 - E_f)$
- Energía total: $E_{Tot} = E_{Alm} * (1 + E_f)$

Ya que dentro de los diseños de la prótesis existen varias partes que se dedican a almacenar energía (talón y quilla) el comportamiento se debe separar en las diferentes piezas para poder analizarlos.

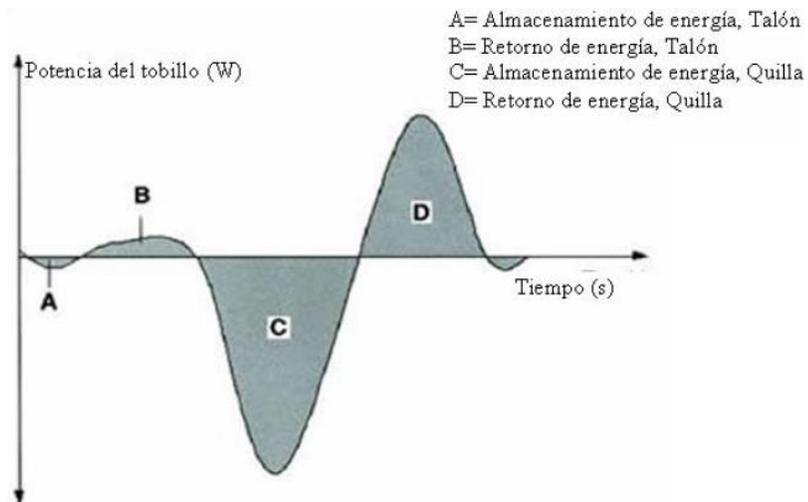


Ilustración 21: Energía en el tobillo²⁰

Ilustración 20: “Movimiento y acción del músculo en el tobillo” (Tesis para Maestría, Página 37) *Diseño y desarrollo de una prótesis Flex Foot®* Instituto Politécnico Nacional, México, D.F. (2009)

Ilustración 21: “Energía en el tobillo” (Tesis para Maestría, Página 42) *Diseño y desarrollo de una prótesis Flex Foot®* Instituto Politécnico Nacional, México, D.F. (2009)

Como se muestra en la gráfica, las áreas A, B, C y D representan la energía de almacenamiento y retorno del talón y la quilla de la prótesis, pero para poder determinar los otros puntos de análisis mencionados anteriormente se necesitan realizar las siguientes operaciones.

Para el talón:

$$E_{Disp} = A - B \quad (13)$$

$$Ef = \frac{B}{A} \quad (14)$$

Para la quilla:

$$E_{Disp} = C - D \quad (15)$$

$$Ef = \frac{D}{C} \quad (16)$$

Ahora para analizar la energía en un pie protésico existen diferentes métodos los cuales son:

- Análisis Funcional: Prueba de desempeño con poco análisis computacional.
- Análisis Mecánico: Método similar al usado en los materiales como pruebas de tracción.
- Análisis Cinético: Uso de softwares de análisis de movimiento que generan los datos cinéticos y cinemáticos en la articulación.
- Análisis Matemático: Argumenta los métodos cinemáticos para evaluar la energía almacenada y liberada por el material.

3. Ductilidad:

La ductilidad es una propiedad que presentan algunos materiales, como las aleaciones metálicas o materiales asfálticos, los cuales bajo la acción de una fuerza, pueden deformarse plásticamente de manera sostenible sin romperse, permitiendo obtener alambres o hilos de dicho material. A los materiales que presentan esta propiedad se les denomina dúctiles. Los materiales no dúctiles se califican como frágiles. Aunque los materiales dúctiles también pueden llegar a romperse bajo el esfuerzo adecuado, esta rotura sólo sucede tras producirse grandes deformaciones.¹⁴

¹⁴”Ciencia e ingeniería de materiales” Donald R. Askeland, Pradeep P. Fulay, Wendelin J. Wright.

4. **Resiliencia:**

La resiliencia es la energía de deformación por unidad de volumen que puede ser recuperada de un cuerpo deformado cuando cesa el esfuerzo que causa la deformación.¹⁵

La resiliencia se diferencia de la tenacidad en que en ésta se cuantifica la cantidad de energía almacenada por el material antes de romperse, mientras que en la resiliencia tan sólo se cuenta de la energía almacenada durante la deformación elástica.¹⁵

5. **Criterios de falla de los materiales:**

La resistencia de los materiales determina la cantidad de fuerza o carga que puede soportar antes de fallar. El criterio de falla usado en el diseño puede ser diferente para los diferentes materiales y por lo tanto es un múltiplo de la resistencia. Para los metales y termoplásticos, el criterio de diseño usualmente se basa en la resistencia de cedencia.¹⁶

Representando las tres teorías de falla en un sistema de coordenadas se obtiene la gráfica que se muestra a continuación. Donde se demuestra que la teoría de esfuerzo cortante máximo (Criterio de Tresca) siempre da resultados conservadores puesto que su representación gráfica queda dentro de la elipse de la energía de distorsión.¹⁷

Por lo general, en un diseño de elementos mecánicos se empleará la teoría del esfuerzo cortante máximo (Criterio de Tresca) si las dimensiones no tienen que ser muy precisas, si es necesaria una rápida estimación del tamaño, o si se sabe que los factores de seguridad deben ser amplios.

La teoría de la energía de distorsión (Criterio de Von Mises) predice con mayor precisión la falla y, por tanto, se utilizaría cuando el margen de seguridad debiera de estar dentro de límites cercanos o cuando se investigue el origen de la falla real de un elemento mecánico.¹⁶

¹⁵ “*Mechanical Engineers' Handbook: Materials and mechanical design*” Franklin E. Fisher (2006)

¹⁶ “*Materials Selection in Mechanical Design*” Ashby, M.F. Butterworth Heinemann: Oxford. (1999)

¹⁷ “*Análisis Estructural del Bastidor de Truck del Conjunto Chasis deBogie de los Vagones del Transporte Colectivo*” Meneses A. A. (2006)

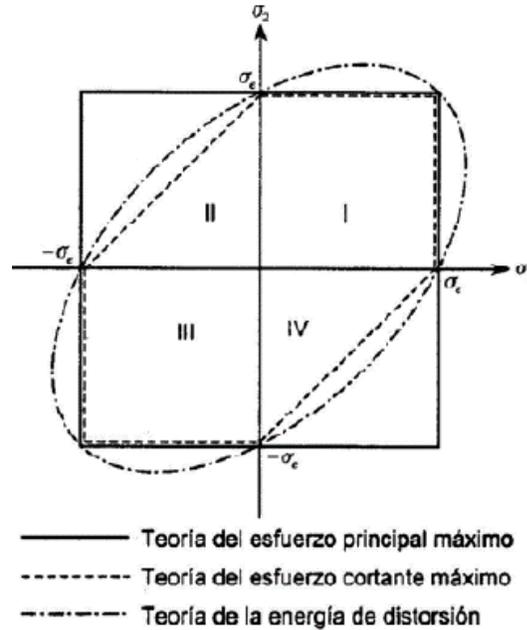


Ilustración 22: Representación de las teorías de falla²¹

6. Factor de Seguridad:

En el ámbito de la ingeniería el factor de seguridad (n_s) se emplea para asegurarse contra condiciones inciertas o desconocidas, es decir, es el valor de esfuerzo que soporta el material sin falla. Los factores de seguridad a veces están prescritos en códigos pero en la mayoría de las veces son fruto de la experiencia.¹⁵

Si $n_s > 1$ el diseño es adecuado, entre mayor sea el número más seguro es el diseño.

$$n_s = \frac{\text{Resistencia a la Fluencia}}{\text{Esfuerzo Máximo}} \quad (17)$$

Ilustración 22: “Representación de las teorías de falla”, Análisis Estructural del Bastidor de Truck del Conjunto Chasis de Bogie de los Vagones del Transporte Colectivo. Meneses A. A. (2006)

7. Anatomía de la pierna

La anatomía de la pierna consta de los huesos tibia y peroné que conectan la rodilla, el tobillo y los tres compartimentos fasciales de la pierna (anterior, lateral y posterior), formados por los tabiques intermusculares anterior y posterior, la membrana interósea y los dos huesos de la pierna en los que se inserta.¹⁸

El compartimiento lateral o eversor es el más pequeño o estrecho de los compartimentos de la pierna, limitado por la superficie lateral del peroné, los septos intermusculares anterior y posterior y la fascia profunda de la pierna. El compartimiento finaliza por abajo en el retináculo peroneo superior, el cual se extiende entre el extremo distal del peroné y el calcáneo.¹⁸

El compartimiento lateral contiene los músculos peroneo largo y corto que pasan por detrás al eje transverso de la articulación del tobillo (talocrural), contribuyen a la flexión plantar del tobillo, a diferencia de los músculos postaxiales del compartimiento anterior, los cuales son dorsiflexores.¹⁸

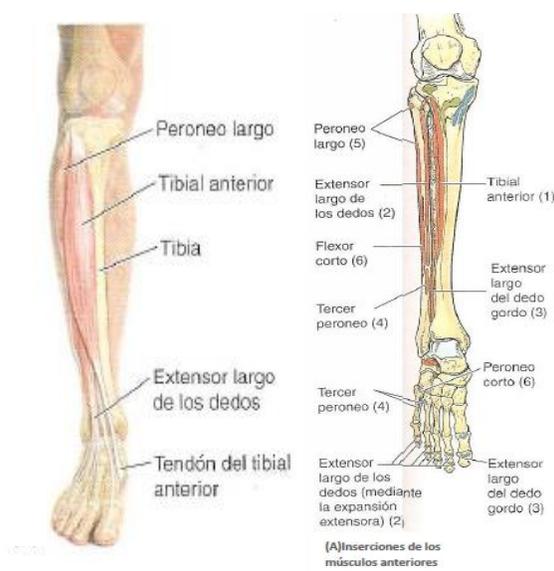


Ilustración 23: Músculos y huesos de la pierna²²

Desde la posición neutra, sólo se pueden realizar unos pocos grados de eversión. En la práctica, la función principal de los eversores del pie no es elevar el margen lateral del pie sino descender o fijar el margen medial del pie para asistir a la fase de despegue de los dedos al caminar y, en especial al correr y para resistir la inversión repentina o excesiva del pie (posición en que el tobillo se hace más vulnerable a la lesión).¹⁸

¹⁸ "Anatomía con orientación clínica" (Páginas 635-706). Moore, K. (2006).

Ilustración 23: "Músculos y huesos de la pierna", ¹⁸Anatomía con orientación clínica. Moore, K. (2006).

El compartimento posterior (compartimento flexor plantar) es el más grande de los tres de la pierna. El compartimento posterior y los músculos de la pantorrilla en él contenidos, quedan divididos en dos subcompartimentos o grupos musculares mediante el tabique intermuscular transverso.¹⁸

Los músculos del compartimento posterior producen flexión plantar en el tobillo, inversión en las articulaciones subastragalina y transversa del tarso y flexión de los dedos. La flexión plantar es un movimiento potente (cuatro veces más que la dorsiflexión) producido por un rango de movimiento relativamente amplio (aproximadamente 50°, desde la posición neutra) por músculos que pasan por detrás al eje transversal de la articulación del tobillo. El movimiento desarrolla empuje, aplicado principalmente sobre el talón del pie, que se usa para desplazar el cuerpo hacia adelante y arriba y es el principal componente de las fuerzas generadas durante el despegue en la fase de apoyo de la marcha y carrera.¹⁸

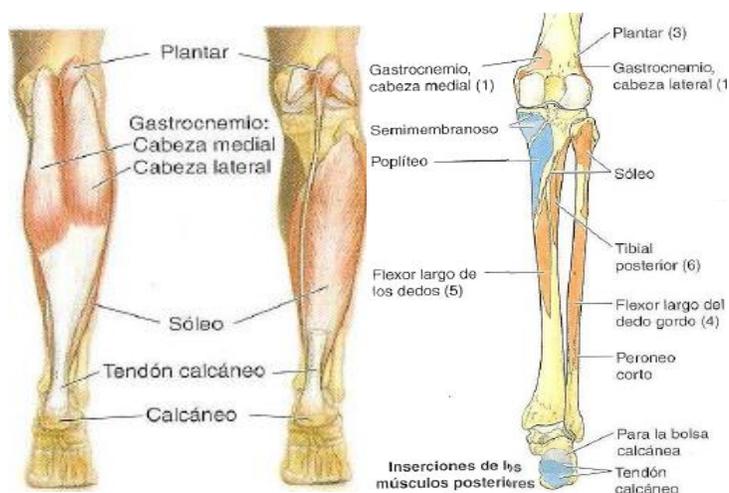


Ilustración 24: Compartimento posterior de la pierna²³

Ilustración 24: “Compartimento posterior de la pierna”, Anatomía con orientación clínica. Moore, K. (2006).

8. Anatomía del tobillo

La articulación del tobillo es una articulación en bisagra sinovial. Se localiza entre los extremos distales de la tibia y el peroné y la parte superior del astrágalo. La articulación del tobillo puede notarse entre los tendones de la superficie anterior del tobillo como una leve depresión, aproximadamente 1cm proximal a la punta del maléolo medial.¹⁸

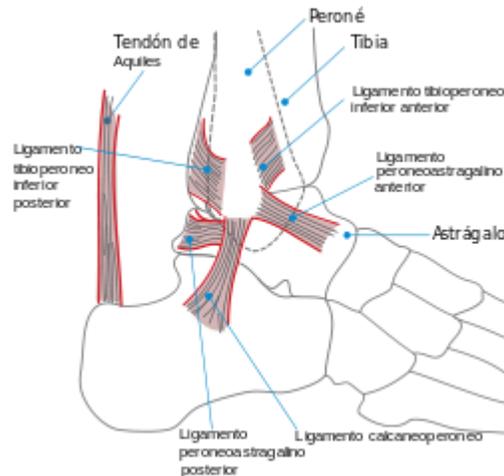


Ilustración 25: Huesos y ligamentos en el tobillo²⁴

Los principales movimientos de la articulación del tobillo son la dorsiflexión y flexión plantar del pie, los cuales ocurren sobre un eje transversal pasando a través del astrágalo. Debido a su estrecho final de la tróclea del astrágalo queda suelto entre los maléolos cuando se realiza la flexión plantar del pie y se puede realizar cierto tambaleo (pequeños grados de abducción, aducción, inversión y eversión) debido a la posición inestable.¹⁸

- La dorsiflexión del tobillo se produce por acción de los músculos del compartimiento anterior de la pierna. La dorsiflexión suele estar limitada por la resistencia pasiva del tríceps sural al estiramiento y por la tensión en los ligamentos medial y lateral.
- La flexión plantar del tobillo se produce por acción de los músculos en el compartimiento posterior de la pierna.

Ilustración 25: “Huesos y ligamentos en el tobillo”.
http://www.pueblo.gsa.gov/cic_text/health/sports/ankle.gif source

9. Normas técnicas de diseño de una prótesis

Como se mencionó en los requerimientos y necesidades de éste proyecto, uno de los puntos que se buscan es: seguir las normas de los materiales que estén en contacto con el usuario. Pero, se encontraron más normas que requieren las prótesis, las cuales mencionaremos a continuación.

9.1 Normas ISO

- **ISO/TC 168 Órtesis Y Prótesis**
- **ISO 8549-1:1987 Prótesis y órtesis:** Términos de vocabularios generales para las prótesis externas de las extremidades y las órtesis externas.
- **ISO 3549-3:1989 Prótesis y órtesis:** Términos de vocabulario relativos a órtesis externas.
- **ISO 8551:2003 Prótesis y órtesis:** Deficiencias funcionales. Descripción de la persona que se va a tratar con una órtesis, objetivos clínicos del tratamiento y requisitos funcionales de la órtesis.
- **ISO 13404:2005 Prótesis y órtesis:** Clasificación y descripción de las órtesis externas y de los componentes ortopédicos.

Estas normas están más enfocados al momento de escribir la descripción del producto en la patente o los artículos que puedan surgir de él o en los instructivos que se realicen para que su uso sea más fácil.

9.2 Normativa MPS

Se considera que el decreto 4725 de 2005 no tiene en cuenta los dispositivos médicos sobre medida, y según el decreto 3275 de 2009 se señala que le corresponde al MPS establecer requisitos que debe cumplir los dispositivos medico sobre medida para su uso, prescripción, elaboración, adaptación y comercialización.

Debido a esto se formuló la resolución 1319 de 2010 “Manual de buenas prácticas de manufactura para la elaboración y adaptación de dispositivos médicos sobre medida de prótesis y órtesis ortopédica externa”.

Resolución 1319 de 2010: En esta resolución se consideran aspectos como:

- Elaboración y adaptación de los dispositivos médicos sobre medida de prótesis y órtesis ortopédica externa.
- Principio de seguridad y funcionamiento.
- Información y documentos para la prescripción y entrega de órtesis y prótesis.
- Requisitos sanitarios y de calidad.
- Máquinas, equipos, herramientas e instrumentos.
- Manejo de materias primas e insumos.
- Inspección, vigilancia y control.

Esta normativa trata de controlar todo el proceso de la creación de dispositivos médicos, para hacerlos más confiables desde un inicio y no perjudicar a los usuarios.

9.3 Normativa NTC

NTC 4424-1, NTC 4424-2, NTC 4424-3: En estas normas se dan especificación a cerca de los procedimientos que se deben llevar a cabo para las pruebas de fuerza cíclica y estática de prótesis de miembro inferior específicamente para prótesis transtibiales y transfemorales.

La norma **NTC 4424-1** Define:

- El sistema de coordenadas.
- La localización de una muestra de prueba dentro de cada sistema de coordenadas.
- La posición de la línea de aplicación de la fuerza de la prueba dentro de cada sistema de coordenadas.

La norma también especifica cómo se configuran las pruebas, los ejes, los planos de referencia, los puntos de referencia, fuerza de la prueba, línea de carga.

La norma **NTC 4424-2** especifica que:

- Los tipos de prueba para las muestras.
- La selección de pruebas para la muestra.
- La preparación de pruebas para la muestra.
- Los lineamientos de prueba para las muestras.
- Responsabilidades.

La norma especifica los tipos de prueba, las selecciones de muestra de prueba, preparación de las muestras de prueba, alineación de las muestras de prueba. Explica como ubicar la línea central efectiva de la articulación y del tobillo en referencia con el centro de las otras articulaciones y especifica las responsabilidades para la preparación de la prueba.

La norma **NTC 4424-3** especifica que:

- Los métodos que se pueden utilizar al realizar los principales pruebas estáticas.
- Los métodos que se deben utilizar al realizar las principales pruebas cíclicas.
- Los requerimientos para exactitud de pruebas.
- Los criterios que se deben cumplir para reclamar cumplimiento con esta norma.

Estas normativas hablan sobre las pruebas que se deben realizar a los dispositivos médicos para asegurar su funcionamiento correcto, no podemos decir que sean la normativas más importantes, ya que sin las otras no se podría llegar a un producto confiable para someterlo a estas normatividades, pero es importante resaltar que al pasar por todos estos filtros, los usuarios pueden sentirse tranquilos y confiados al momento de usar su prótesis, porque todas estas pruebas las pueden llevar al límite y si logran resistirlas, podrán utilizarse de forma cotidiana.

XVI. TÉCNICAS PARA CORRER

El ser humano no fue diseñado para correr con amortiguación, aunque el calzado que usamos hoy en día nos haga pensar lo contrario. El hombre ha vivido, andado y corrido sin ningún tipo de protección en los pies más tiempo del que ha vivido con protección en ellos. La introducción de estos elementos han hecho de nuestro cuerpo un ser vago y frágil, aunque gracias a estos “nuevos” dispositivos ajenos a nuestro cuerpo somos capaces ahora de soportar mayores impactos, lo que hace que se nos haya olvidado la forma más eficiente de correr.¹⁹

Existe una “nueva” corriente en la rama del atletismo llamada *Barefoot*, que su interpretación en español sería: *Correr descalzo*. Pero, ¿Por qué pongo entre comillas la palabra *nueva*? Esto debido a que en algunas partes del mundo esta técnica no ha cambiado ya sea porque han sido fieles a sus costumbres o la globalización no ha llegado a ellos. Pero gracias a los estudios realizados en corredores se ha detectado que por el uso constante de calzado nuestra manera de caminar y sobre todo de correr ha cambiado, lo que ha causado lesiones en las personas que hoy en día realizan esta actividad por recreación o incluso a un nivel de alto rendimiento.

El *Barefoot* lo que nos provoca hacer es desplazar nuestro centro de gravedad más adelante al correr, permitiendo al pie trabajar de una forma mucho más relajada y con un aterrizaje gradual e instintivo.¹⁹ Al correr descalzo, la primera parte del pie que toca el suelo es lo que llamamos la bola del pie, que es el inicio de la parte media del pie, mientras que al usar calzado nuestro aterrizaje recae en el talón, que es la parte trasera del pie.²⁰

El mecanismo de correr descalzo está diseñado para distribuir el peso corporal, que es puesto en el pie al momento de tocar la superficie. Pisando con dedos de los pies, el golpe es más suave, lo que hace correr descalzo cómodo y evita lesiones que pueden ocurrir cuando se realiza la actividad.²⁰

Como toda corriente y técnica que existe, ésta tiene sus ventajas y sus desventajas, las cuales se enlistarán a continuación:

➤ **Ventajas²⁰**

1. La eficiencia de los corredores descalzos fue un 4% mayor que la de los que corren con calzado deportivo. Además, la velocidad de los corredores descalzos es mucho mayor.
2. Los científicos afirman que caminar y correr sin zapatos mejora la marcha y contribuye a fortalecer y tonificar los músculos de las piernas, ligamentos y tendones.
3. Al correr, las personas que usan zapatos ponen su peso en el talón, mientras que cuando se corre descalzo, el peso del cuerpo es puesto en el centro y la parte frontal

¹⁹ “Claves para comenzar a correr. Parte 6”. Axpe Consulting: <https://axpeconsultingatletismo.com/tag/lesiones/>

²⁰”*Barefoot Running* (2014). Grab my Essay: <http://www.grabmyessay.com/samples/barefoor-running>

del pie. Al depender de la parte trasera del pie, el cuerpo se somete a cargas adicionales como resultado del cambio en las articulaciones de la cadera, las rodillas y los tobillos que los exponen a un efecto indeseable adicional de la fuerza de impacto.

4. Cada año alrededor del 30% de los corredores están lesionados debido a la tensión de los tejidos. Correr sin zapatos estira los tendones y los músculos de la pierna, reduciendo la posibilidad de lesión.
5. Al correr descalzos, se activan pequeños músculos de las piernas, los pies y los muslos mejoran el equilibrio y la sensación de posición y orientación de las diversas partes del cuerpo.
6. Al correr descalzo en cada paso los dedos tocan el suelo completamente, haciendo que la gente se sienta más estrechamente conectada con el mundo exterior.
7. Correr sin zapatos debe ser practicado lentamente y el corredor debe mirar cuidadosamente delante de él.
8. Correr descalzo también ayuda a reducir el impacto negativo en el medio ambiente, causado por la producción en masa de zapatillas deportivas.

➤ **Desventajas²⁰**

1. Al correr descalzos, se pueden lesionar los pies con piedras, escombros, cristales rotos y otros objetos que se encuentren en la zona.
2. Las personas que no están acostumbradas a correr sin zapatos, experimentan al principio dolor y malestar porque sus músculos no están acostumbrados a tales cargas. La repentina falta de zapatillas o zapatos se convierte en un verdadero shock para las piernas y los pies.
3. Al principio, cuando sus pies no están acostumbrados a tal carrera, en la superficie inferior del pie pueden producirse ampollas que pueden dañar mucho.
4. Además, el riesgo de contraer una infección a través de grietas y ampollas que aparece en funcionamiento descalzo aumenta.

Tal vez en nuestra época correr descalzos sea no tan conveniente, porque ya hemos vivido con calzado toda nuestra vida, pero lo que se puede hacer para evitar lesiones en nuestras articulaciones es practicar la técnica adecuada, ya que con esto tendremos una mayor duración de nuestra vida deportiva y no habrá excusas para dejar de hacer ejercicio.

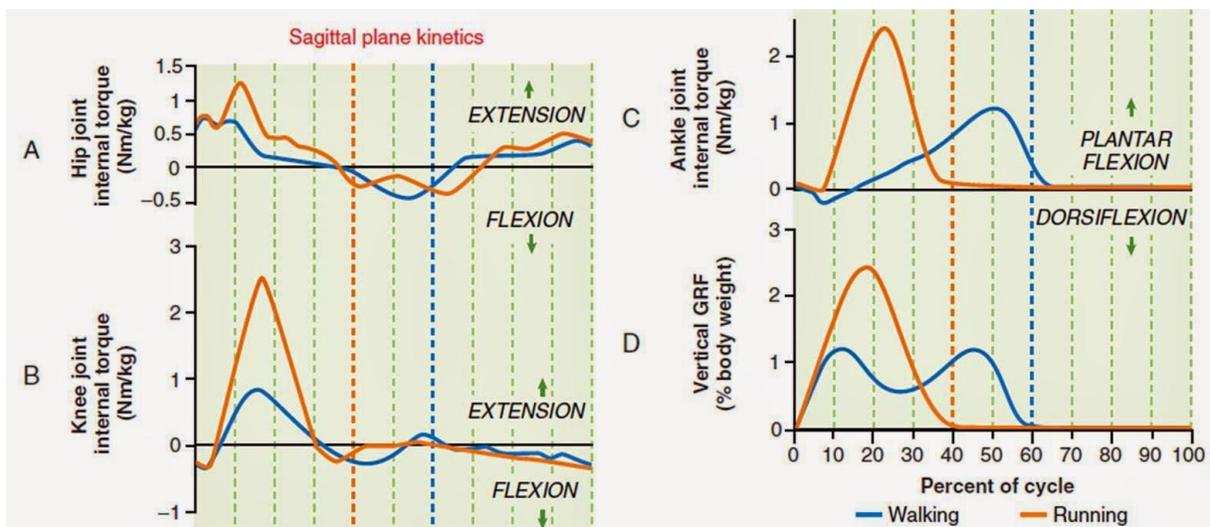


Ilustración 26: Comparación de momentos de fuerza interna en cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital y fuerzas de reacción verticales desde el suelo entre la marcha (5,4 km/h) y la carrera (9,4 km/h)²⁵

Los patrones de movimiento de la cadera y de la rodilla entre la marcha y la carrera son muy similares, diferenciándose principalmente en mayores recorridos articulares y en la necesidad de generar mayores momentos de fuerza internos en las articulaciones. Así, en la carrera, habrá mayor flexión de cadera y rodilla en el contacto inicial y mayor extensión de carrera a la hora de levantar el pie del suelo tras la impulsión (toe-off). Los momentos de fuerza internos en el flexo-extensión de cadera y rodilla se duplican o triplican corriendo a 9,4 [km/h], respecto a caminar a 5,4 [km/h]²¹

Ilustración 26:” Comparación de momentos de fuerza interna en cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital y fuerzas de reacción verticales desde el suelo entre la marcha (5,4 km/h) y la carrera (9,4 km/h).” Cappellini et. al, 2006; Simoneau, 2012. <http://www.francesccaparras.com/el-tensor-de-la-fascia-lata-victima-o-verdugo-del-desequilibrio-artro-muscular/>

²¹ “El Tensor de la Fascia Lata: Víctima o Verdugo del desequilibrio artromuscular”. Centro Terapéutico, Cappellini et. al, 2006; Simoneau, 2012: <http://www.francesccaparras.com/el-tensor-de-la-fascia-lata-victima-o-verdugo-del-desequilibrio-artro-muscular/>.



Ilustración 27: Comparación del impacto en el suelo del pie en la carrera entre un apoyo de talón y uno de medio pie y momentos de fuerza que generan en el tobillo²⁶

Con esta técnica, encontramos un parámetro más de diseño, el cual será que la parte que tendrá contacto con el suelo de nuestra prótesis será la equivalente a la distancia de la bola del pie a los dedos de los pies.

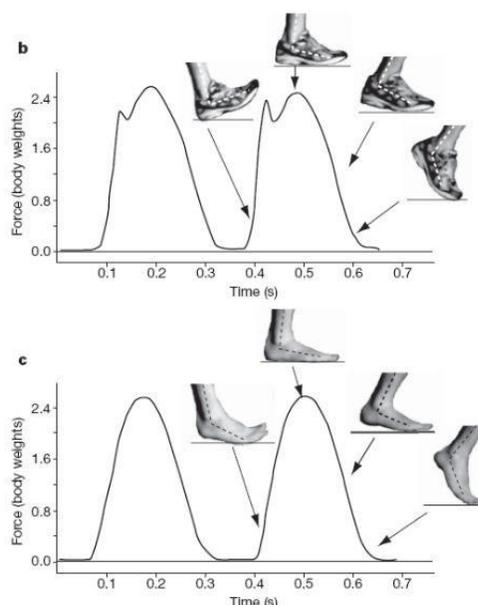
Ilustración 27: "Comparación del impacto en el suelo del pie en la carrera entre un apoyo de talón y uno de medio pie y momentos de fuerza que generan en el tobillo". Centro Terapéutico. <http://www.francesccaparros.com/el-tensor-de-la-fascia-lata-victima-o-verdugo-del-desequilibrio-artro-muscular/>

XVII. FACTOR DE CARGA DINÁMICA AL CORRER

En la metodología de diseño se mostró una simplificación en el comportamiento estático del pie, pero este no sirve de mucho, ya que correr, al ser una actividad que involucra movimiento e impacto, necesita un enfoque dinámico. Además de que esas son las fuerzas que recibe un pie junto con todo el mecanismo que lleva dentro, por lo que en nuestro diseño se tendrá que encontrar fuerzas que puedan sustituir a las que se presentan en un pie real.

Realizar un análisis dinámico de un pie es una situación bastante compleja, ya que implicaría conocer muchos datos de los huesos que participan en el sistema, como por ejemplo: su perímetro, que al ser figuras irregulares no es sencillo conseguirlo además que los huesos de cada persona llegan a tener dimensiones diferentes, además de algunas de sus masas y aceleraciones inerciales. Pero como se mencionó anteriormente, no es un pie lo que se está diseñando, por esta razón, un análisis de este tipo no nos serviría.

La solución a este problema resultó ser una simplificación bastante sencilla en el sistema, gracias al uso del *Factor de Carga Dinámica al Correr* que se ha encontrado mediante el estudio de esta actividad a lo largo de los años. Pero ¿qué es un factor de carga dinámica? Es un factor usado para compensar una carga que varía al realizarse alguna actividad en un periodo de tiempo.



Interpretando los gráficos de la imagen anterior el *Factor de Carga Dinámica* (FC_{dyn}) en una persona al correr está alrededor de 2.4. En este trabajo ocuparemos un $FC_{dyn} = 3$, ya que esas 6 décimas serán parte de nuestro factor de seguridad.

Ilustración 28: “*Factor de carga Dinámica con Dos Técnicas de Correr*”. Axpe Consulting: <https://axpeconsultingatletismo.com/tag/lesiones/>

Otra interpretación que podemos dar sobre el gráfico anterior es la diferencia entre la doble cresta que se genera en la primera gráfica y la única cresta que hay en la segunda. Esto se debe a lo que se mencionó en el punto anterior sobre las técnicas al correr, en los diferentes gráficos se muestra un pie con calzado y otro sin él, con esto es más fácil de visualizar las vibraciones que se generan al caer con el talón que con la punta del pie.



Ilustración 29: Consecuencias del aterrizaje al correr²⁸

Ilustración 29: "Barefoot Running" (2014). Grab my Essay, "Consequences in landing by running": <http://www.grabmyessay.com/samples/barefoor-running>

XVIII. SIMULACIÓN EL MODELO MECÁNICO DEL SISTEMA

XVIII.1 Diseño Conceptual

En el punto “Seleccionar el sistema de interés” se menciona que el tipo de amputación que se utilizará como base para este diseño será la infracondilea del tercio superior o de tercio medio, debido a que su frontera es el nivel óptimo para una amputación, debido a que la articulación de la rodilla necesita 1/3 de la distancia total de la pierna para poder funcionar.²²



Ilustración 30: Niveles de amputación en la extremidad inferior²⁹

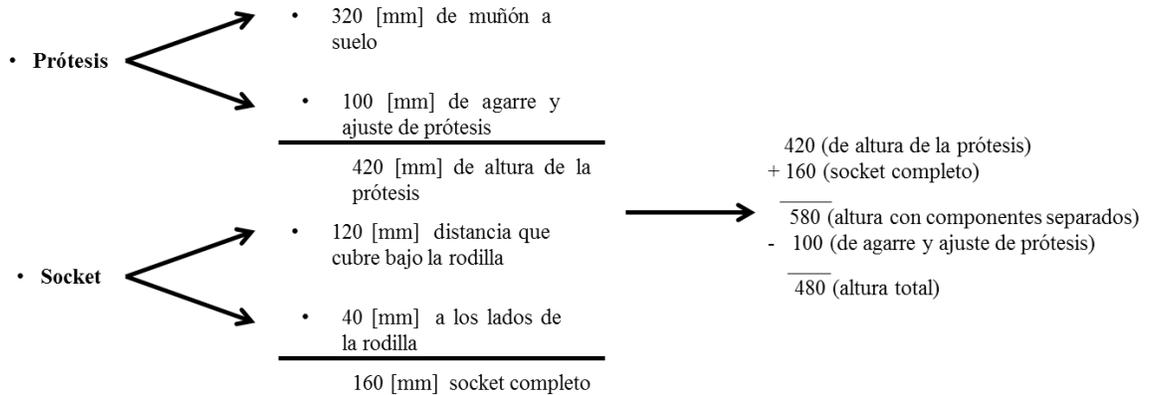
Como se muestra en la Tabla 3 la distancia de la rodilla al suelo entre el percentil 5 y el 95 es de 430 [mm] a 529 [mm], si utilizamos el percentil 50 de la tabla sería de 478 [mm], pero para redondear esta cifra se considerará que ésta distancia será de 480 [mm] y como se mencionó que la prótesis se diseñará para el 90% de la población, lo que se propondrá es que el diseño sea ajustable dentro de este rango.

Ahora, ya que es necesaria una distancia mínima de 1/3 de la pierna para que la articulación de la rodilla funcione, se tomó la decisión que la distancia supuesta que habría en el paciente del muñón al suelo será de 320 [mm].

²² “Amputación infracondilea Prótesis Rehabilitación”. SlideShare: “El Tensor de la Fascia Lata: Víctima o Verdugo del desequilibrio artromuscular”. Centro Terapéutico, Cappellini et. al, 2006; Simoneau, 2012: <http://www.francesccaparros.com/el-tensor-de-la-fascia-lata-victima-o-verdugo-del-desequilibrio-artro-muscular/>.

Ilustración 30: “Niveles de amputación en la extremidad inferior” (2008). SlideShare, “El equipo de tratamiento de amputados”: <http://es.slideshare.net/nobaid/el-equipo-de-tratamiento-de-amputados-481305>

Realizando un desglose de los elementos y distancias que tendrá la prótesis, el resultado es lo siguiente:



Ya con estos parámetros establecidos, se empezaron a desarrollar varias propuestas para así obtener un diseño final de la prótesis deseada. Se utilizó un programa de CAD para realizar dichas propuestas, debido a que el uso de este tipo de programas hace que sea más sencilla la variación de los diferentes parámetros que conforman la prótesis, además de tener la oportunidad de visualizar la idea de manera tridimensional, esto ayuda también a determinar si es estéticamente aceptable.

➤ Primer Boceto

La siguiente imagen muestra lo que fue la primera idea, incluso se puede observar que las medidas de la altura no corresponden a lo antes mencionado, dado que este fue un intento para crear la geometría curva de la prótesis y un primer parámetro de los radios a utilizar para las curvas. Al observar esta propuesta, vemos que hay que mejorar cosas como: La altura de la prótesis ya que no es igual a la que se especificó y el largo de la cuchilla de la prótesis, debido a que su longitud no es la suficiente y la estabilidad de esta propuesta no sería la adecuada.

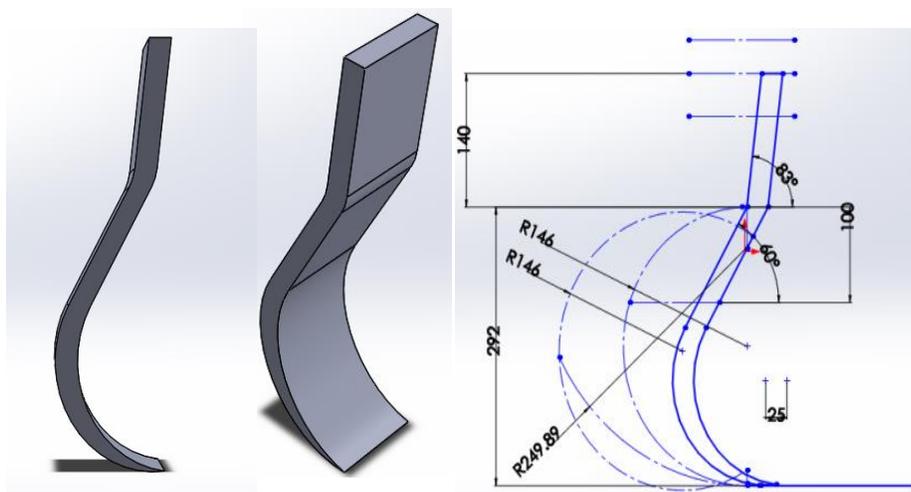


Ilustración 31: Extrusión y Croquis del primer boceto

Además se puede notar que la zona que está destinada al agarre de la prótesis está inclinada 7° , esto es para que el acoplamiento de la prótesis a la pierna tenga una posición ergonómicamente correcta siguiendo las recomendaciones que hace la empresa Össur® en la fabricación de sus prótesis, además de que se hizo un redondeo en las zonas que son más propensas a concentradores de esfuerzos y se hizo una extracción de 100 [mm] como parámetro inicial.

➤ Segundo Boceto

Dentro del segundo boceto, hubo varias fases, las cuales consistían principalmente en mejorar lo propuesto en la primera iteración, pero también se intentó variar el centro de los círculos que le dan la geometría característica a la prótesis, además del tipo de proceso de extrusión que permite el programa.

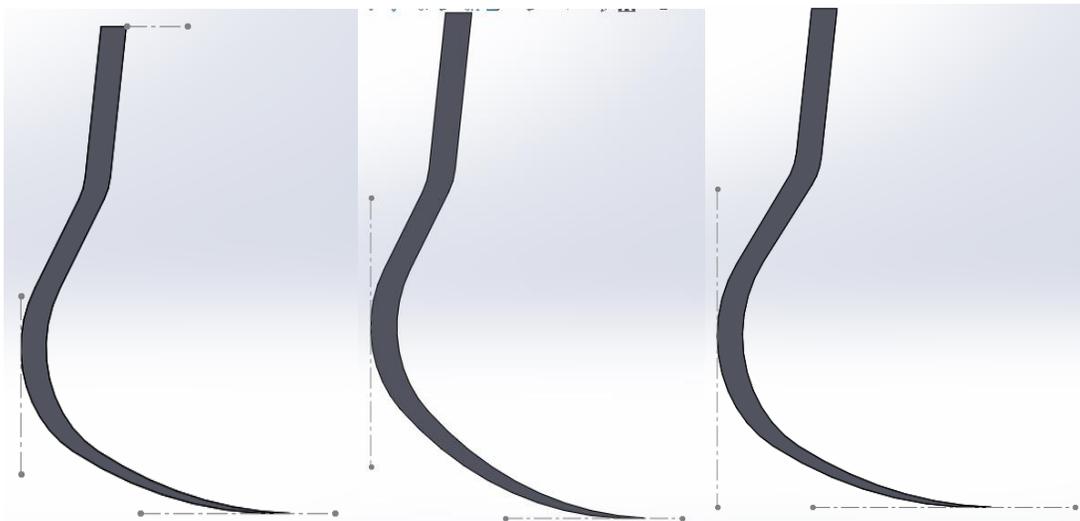


Ilustración 32: Extrusión de las diferentes propuestas del segundo boceto

Ver la diferencia entre estos tres modelos es difícil a simple vista, pero el principal cambio que existe es la geometría de la parte curva de la prótesis, mientras que en el primer y el tercer modelo el radio externo de la prótesis es mayor que el segundo modelo, la altura con respecto al piso que se representa con la línea de construcción horizontal gris de las imágenes es mayor en el segundo modelo comparado con los otros.

Los tres croquis anteriores representan a los modelos de la Ilustración 31 de izquierda a derecha, se observa que la altura de la prótesis ya es la adecuada (420 [mm]) además de que la longitud de la cuchilla ahora coincide con la distancia que se había planteado de la longitud del pie en la metodología de diseño (262 [mm]).

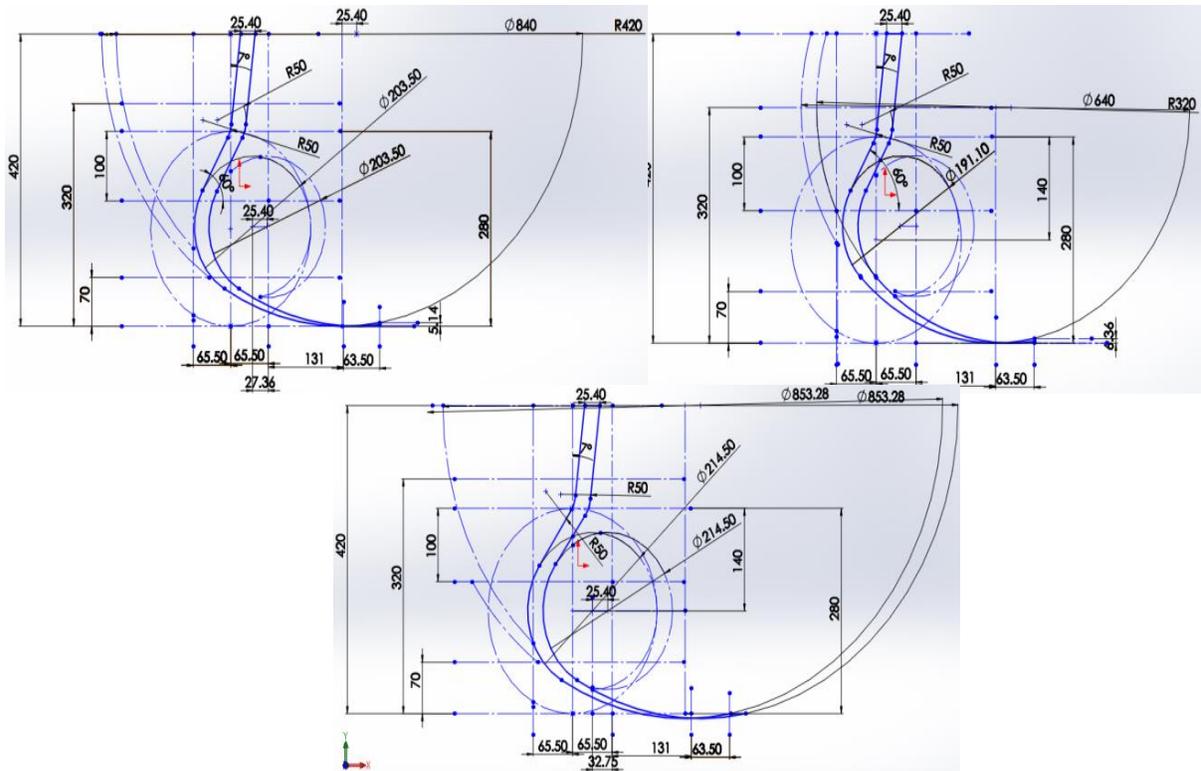


Ilustración 33: Croquis referente a las extrusiones de la Ilustración 31

Como se mencionó al inicio de este punto, uno de los mayores cambios en comparación con el primer boceto es el diámetro que da la geometría característica a la prótesis y su posición, en el primer y tercer croquis observamos que el centro de la circunferencia está a la altura donde termina la prótesis, mientras que el segundo esta circunferencia está a 320 [mm] del suelo, lo que se determinó anteriormente como la altura que hay del muñón al suelo, esta variación de posición hace que la distancia del punto más bajo de la circunferencia al suelo sea mayor en el segundo croquis que en los otros, por lo que continuaremos bajo las características de este diseño.

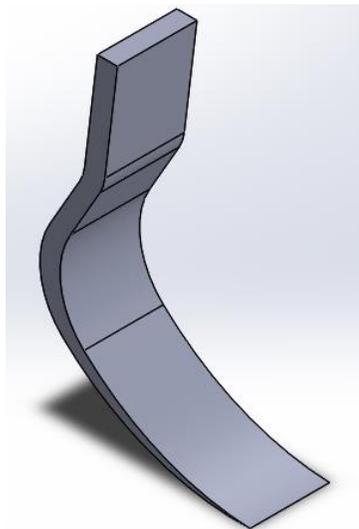


Ilustración 34: Vista isométrica del diseño seleccionado

Dentro del primer croquis del segundo boceto mostrado anteriormente, a manera de probar diferentes tipos de extrusión, se utilizó la opción “Laminado” la cual da un resultado bastante innovador y diferente a lo antes mostrado, debido a que no hay ninguna prótesis que tenga una geometría similar en el mercado como la que se muestra en la Ilustración 34, pero dado a que su proceso manufactura y su análisis pudieran ser más complejos, debido a que si se considera un maquinado por CNC, el desperdicio de material sería demasiado o en impresión 3D se tendría que ver cuál sería la mejor posición para el material de soporte, se decidió declinar seguir con esta idea.



Ilustración 35: Extrusión por Lámina del primer croquis mostrado en la Ilustración 32

➤ Tercer Boceto

Prosiguiendo con el diseño seleccionado de la fase anterior, se realizó un nuevo diseño continuando con los parámetros antes mencionados como la altura y el largo de la cuchilla, los cambios que se realizaron fueron básicamente en la limpieza del croquis, debido a que al irse perfeccionando el diseño, este debe ser más claro.

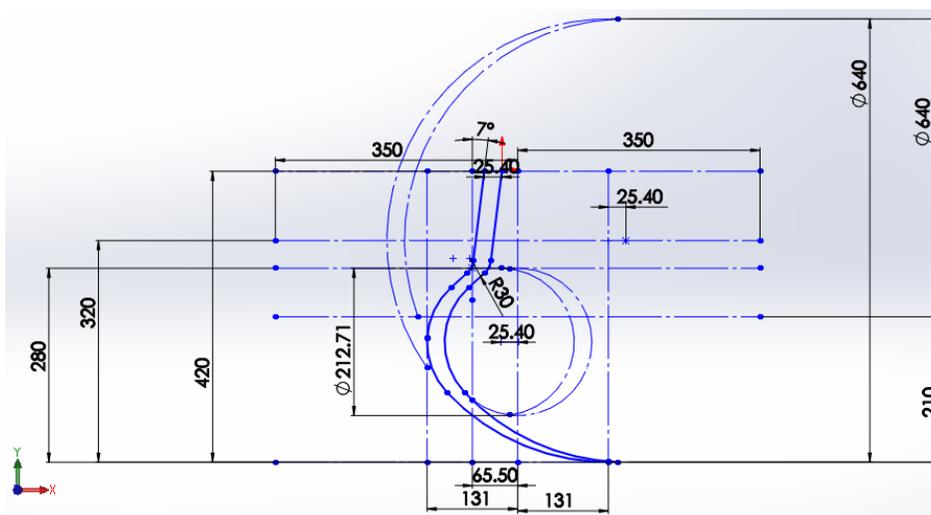


Ilustración 36: Mejoras del croquis del diseño seleccionado

Algunas de las soluciones que se dieron en esta etapa fueron en relación a la circunferencia que le da a la prótesis su geometría característica, ya que en comparación con el diseño anterior, esta circunferencia ahora es tangente a la línea que está delimitando la distancia de 262 [mm] en la parte posterior de la prótesis, esto hizo que el diámetro del círculo interno aumentara de 191.10 [mm] a 212.71 [mm], lo que genera que la prótesis aumente su altura en comparación con la seleccionada en el segundo boceto, lo que hace que la prótesis tenga un mayor espacio para comprimirse a la hora de usarse.

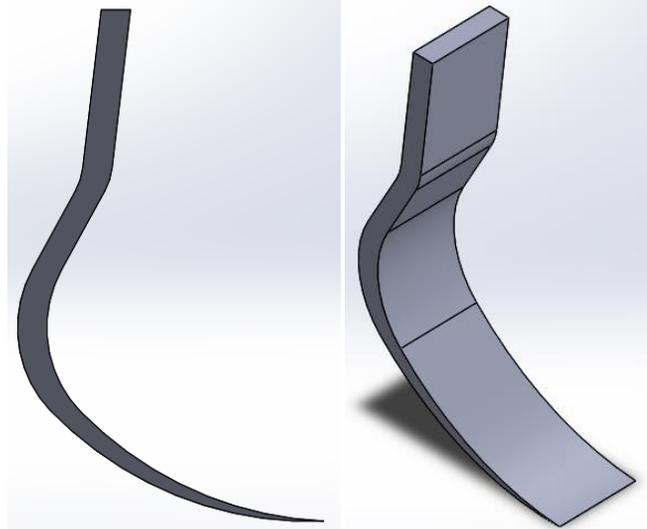


Ilustración 37: Extrusión del croquis mejorado

➤ Boceto Final

Un error que es muy notorio dentro de los diseños anteriores es el espesor de la parte final de la prótesis, la cual hace que el diseño no siga una línea coherente dentro de la geometría, por lo que en ésta, la última iteración, se corrigió ese detalle. Junto con eso también se cambiaron y agregaron redondeos a la geometría para evitar concentradores de esfuerzos como se mencionó anteriormente.

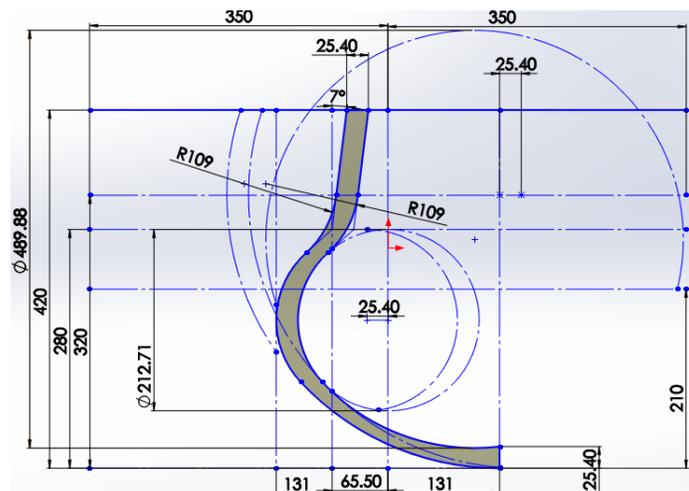


Ilustración 38: Croquis con espesor adecuado

Como es posible apreciar en el croquis anterior se agregó una circunferencia de 489.88 [mm] de diámetro la cual se construyó tocando tres puntos del croquis, ésta tenía que tocar las partes internas del perímetro de la prótesis (la que es generada por el círculo de 212.71 [mm] de diámetro y por la 320 [mm] de radio), además como se comentó al inicio de este punto, el espesor de la última zona de la prótesis, no era coherente con el diseño, por lo que otro punto que se debía tocar para tener una circunferencia completa es el que se añadió para que este espesor aumentara.

Otro cambio notorio es que el radio de la zona de transición del agarre y la cuchilla aumentó de 30 [mm] a 109 [mm], este cambio se hizo para que el espesor de esa zona aumentara, además de que se realizó mediante un proceso iterativo hasta llegar al punto donde el radio no generara una clase de astilla en la geometría.

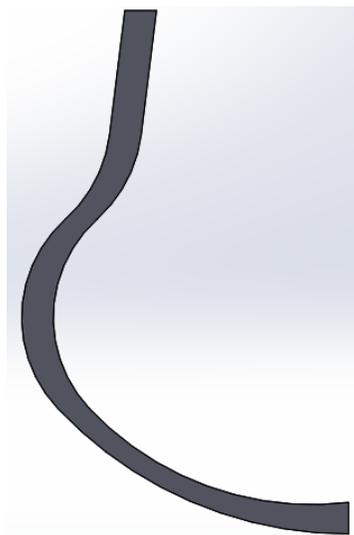


Ilustración 39: Extrusión del croquis de la Ilustración 37

Ahora como se trató al inicio del diseño, uno de los puntos que tratamos de evitar son los concentradores de esfuerzos dentro de la geometría, de modo que se realizaron dos redondeos a la zona final de la prótesis, uno con un radio de 10 [mm] en la parte alta y uno de 5 [mm] en la parte baja, además de que se mantuvieron los 100 [mm] de extrusión.

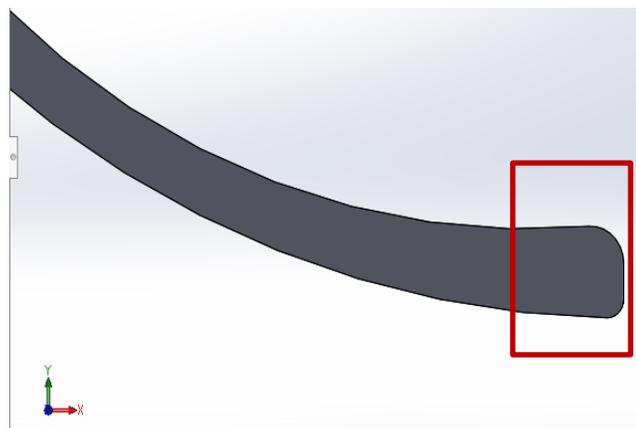


Ilustración 40: Redondeos de la parte final de la cuchilla

Como un dato más al diseño de la prótesis, la distancia que pueda comprimirse es importante, por esta razón se hizo una medición tomando el punto donde la primera circunferencia empieza a estirarse al suelo, esto para tener en consideración el recorrido que podría llegar a tener, lo cual fue de 100.79 [mm].

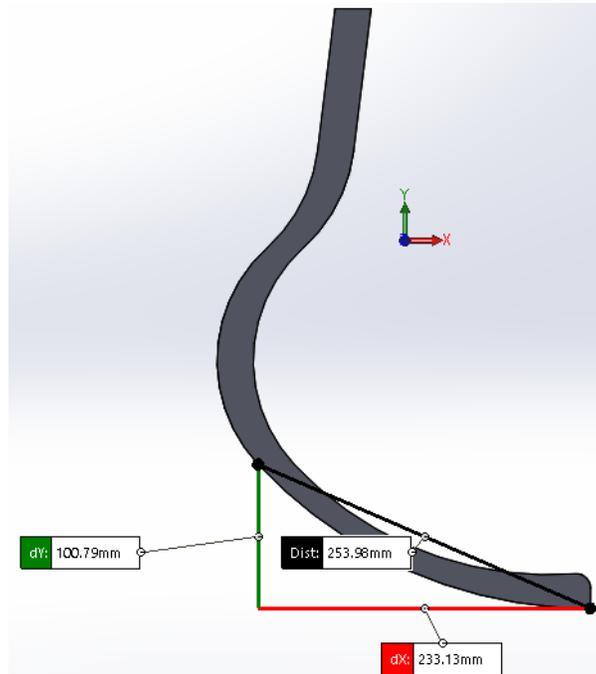


Ilustración 41: Distancia de la abertura de la circunferencia al suelo

Más adelante observaremos las deformaciones que se generan dentro de la prótesis y determinaremos si esta distancia será suficiente o no para que el usuario pueda tener un desempeño adecuado usando la prótesis. Por lo que el diseño final queda de la siguiente forma.

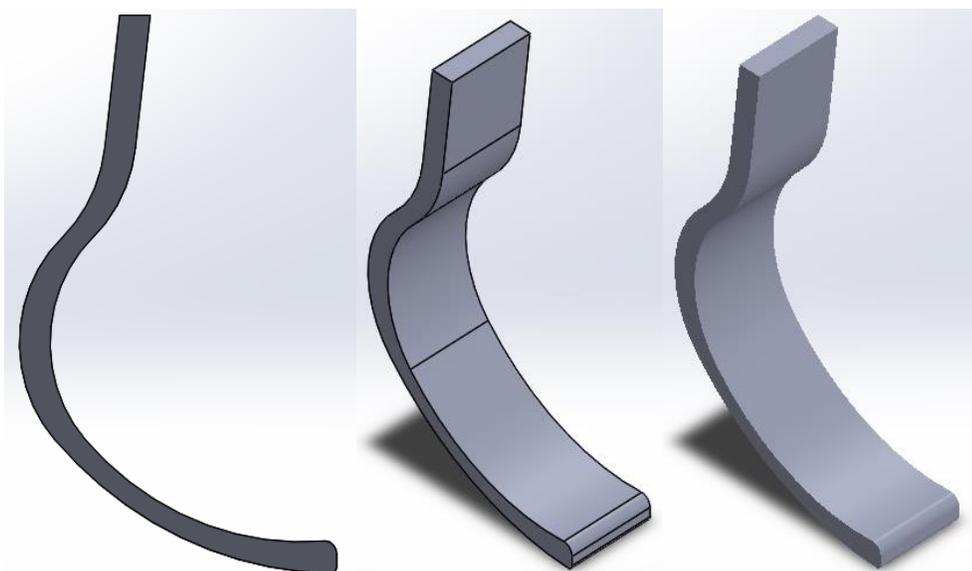


Ilustración 42: Vista lateral, Isométrica con aristas e Isométrica sombreada del diseño final

XVIII.2 Diseño de Configuración

En el diseño conceptual mostrado en el punto anterior, se avanzó un poco dentro de lo que conlleva todo un proceso de diseño, de manera que, para hacer este trabajo más completo y dejar más información para el futuro, se decidió continuar dentro de la etapa del diseño de configuración, la cual consiste en:

- Preparar un esbozo del diseño del producto, dibujado más o menos a escala para mostrar la disposición espacial de los componentes.
- No están dimensionados ni sometidos a tolerancias.

Dentro del diseño de configuración se encuentra la arquitectura del producto, la cual nos muestra como están organizados físicamente los componentes (componentes estándar, componentes espaciales o sub ensambles) con el fin de poder mostrar la función global del producto.

Además dentro de este punto se realizarán algunos análisis que nos ayudarán a visualizar mejor el desempeño de nuestra prótesis.

➤ Análisis de Fuerzas

Dentro del marco teórico de este trabajo se realizó la simplificación del sistema del pie, encontrando las ecuaciones y el resultado de las mismas para el instante donde el pie aterriza, por esta razón, esta simplificación no es de gran ayuda en estas instancias del trabajo, debido a que, en primer lugar, la prótesis no recibirá las mismas fuerzas que se buscaron en el diagrama al ser un elemento diferente al pie (aunque fue de gran ayuda para tener una idea de las fuerzas que tendría que soportar la prótesis y así comenzar un diseño), en segundo lugar, al estar involucrado un movimiento, se requiere de un análisis dinámico del sistema.

Se plantearon diferentes ideas de cómo poder realizar este análisis. Dentro del análisis de elementos rígidos, se planteó seccionar la prótesis en varios pedazos y considerarlos eslabones que estuvieran unidos por un perno y un resorte torsional, el problema de este método era encontrar la k (constante elástica del resorte), ya que en cada tramo de la prótesis, la k podría ser diferente o se podría simplificar usando una misma k para toda la prótesis, pero para solucionar esto se tendrían que conocer los momentos de inercia y aceleraciones angulares de la prótesis, los cuales son muy difíciles de obtener debido a la falta de información en ese tema.

La alternativa que se utilizó para poder realizar este análisis fue usando el “Factor de Carga Dinámica” mencionado en el punto XIV de este trabajo. Como se observa en la Ilustración 27 en el eje de las ordenadas de las gráficas ahí mostradas, el punto más alto de la curva es de 2.4, a este valor se le considera el coeficiente de carga dinámica de una persona al correr, nosotros tomaremos un valor de 3 para este factor para agregar un rango mayor dentro de nuestro factor de seguridad.

Ya que seleccionamos el factor de carga dinámica, ahora en vez de utilizar la fuerza en la articulación y la fuerza en el músculo como en el sistema mostrado en el marco teórico, el análisis dinámico se realizará utilizando solo el peso de la persona y el factor de carga dinámica y a esta fuerza la llamaremos Fuerza Total (F_{Tot}).

La simplificación para la realización del análisis es la siguiente:

$$F_{Tot} = m * g * FC_{dyn} \quad (17)$$

$$\text{Si: } m = 68.2 \text{ [kg]}$$

$$g = 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

$$FC_{dyn} = 3$$

$$F_{Tot} = 68.2 \text{ [kg]} * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] * 3 = 2007.126 \text{ [N]}$$

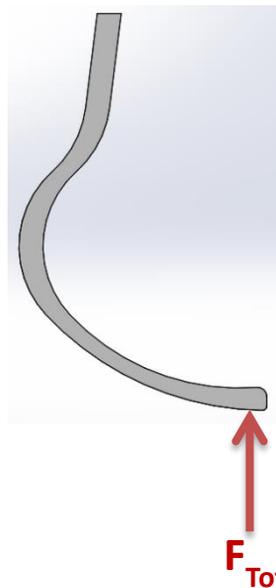


Ilustración 43: Lugar de aplicación de la Fuerza Total

Ahora como parte de este proceso de diseño de configuración, se realizó un estudio por el método de elemento finito, dado que este nos ayuda a determinar si la geometría planteada puede resistir la fuerza aplicada mostrada anteriormente, variando el tipo de material dentro del software para así poder determinar cuál sería el ideal para la manufactura de nuestra prótesis.

Anteriormente no hablamos del espesor de la prótesis, aunque dentro de los croquis mostrados en el diseño conceptual es fácil observar que la medida es de 25.4 [mm] (1 [in]), esto debido a que a partir de cualquier método de manufactura es fácil obtener esa dimensión, además de que hacer ese espesor más delgado reduciría las posibilidades en dichos métodos, por lo que la realización del análisis por el método de elemento finito nos guiará para saber si esta dimensión fue correcta para algunos materiales.

➤ **Análisis por el Método del Elemento Finito**

El método del elemento finito es una técnica numérica para resolver problemas que se pueden describir por ecuaciones diferenciales parciales o que pueden ser formulados por medio de una minimización de un funcional (cálculo variacional) además es una herramienta de análisis muy poderosa, debido a que permite obtener soluciones aproximadas a una amplia variedad de problemas de mecánica en el medio continuo. La premisa básica es que una región de solución puede ser modelada analíticamente reemplazándola con un arreglo de elementos discretos. Esto permite reducir un número infinito de incógnitas del problema a uno con un número finito de incógnitas.²³

Para poder realizar uno de estos análisis, el software nos pide cierta información, esto con el fin de obtener todos los datos necesarios para así poder dar el mejor resultado, los datos que se mostrarán a continuación fueron los mismos para los diferentes análisis realizados. Lo primero que se nos requiere seleccionar es el tipo de material, pero debido a que este es el parámetro que vamos a variar, lo detallaremos al inicio de cada análisis junto con sus propiedades.

El siguiente paso es el seleccionar cuál de las caras de nuestra geometría es fija, en nuestro caso solo haremos que la parte superior de la prótesis sea la fija, dado que el comportamiento que tiene la prótesis es a compresión y ese punto sería la base o punto fijo.

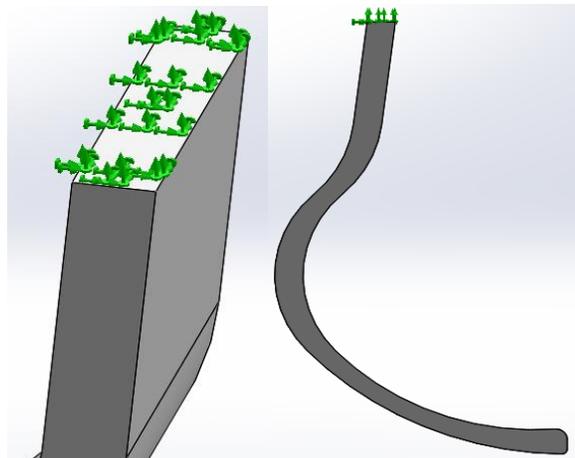


Ilustración 44: Geometría Fija de la Prótesis

²³ “Introducción al Método del Elemento Finito”
<http://www.geociencias.unam.mx/~ramon/mecsol/Tema7.pdf>

Ahora, como siguiente paso, el programa nos pide colocar las cargas externas que tendrá que soportar la geometría para poder realizar el análisis. Se tienen que seleccionar las caras en donde se aplicarán las diferentes fuerzas que se requieran, además de la magnitud de éstas, que deben estar en Newton [N]. En este caso y como se mostró en el análisis de fuerzas, nosotros solo ocuparemos una sola fuerza por la simplificación realizada gracias al factor de carga dinámica, que será de 2007.126 [N] en la cara de la prótesis que toca el suelo.

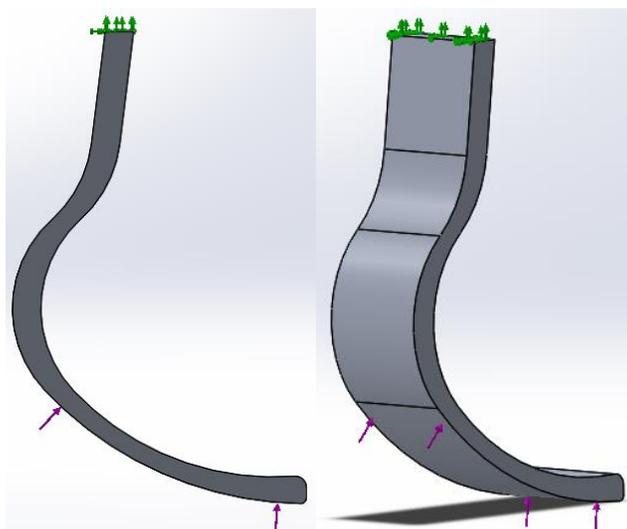


Ilustración 45: Aplicación de la Fuerza Total en la Cara Inferior

Como último paso y tal vez lo más importante para este tipo de análisis, es la parte del mallado del modelo, que significa que el método trabaja dividiendo la región de solución en elementos y expresando las variables de campo e incógnitas en términos de funciones aproximadas dentro de cada elemento en turno, las funciones aproximadas se expresan en términos de valores de la variable de campo para ciertos puntos llamados nodos o puntos nodales. El conjunto de nodos configura una malla o rejilla de solución para el problema.²³

Para reducir el tiempo de procesamiento de la computadora primero se realizaron análisis con una discretización pobre, esto con el fin de que si el análisis mostraba un resultado alentador se utilizaría una discretización adecuada y así resultados más precisos. Para la discretización pobre se utilizó un tamaño de elemento o arista de 10 [mm] mientras que para la discretización adecuada el valor fue de 3 [mm]. Además dentro del software se tienen varias opciones dentro de los parámetros de mallado, en donde se encuentran las opciones de “Mallado Estándar”, “Mallado Basado en Curvaturas” y “Mallado Basado en Curvaturas Combinado”, el primero hace que la malla sea igual en toda la geometría, el segundo hace que en la parte donde se encuentran curvaturas el acomodo de los elementos sea más compacto dando una mejor resolución al modelo y en el último se hace una combinación de los tamaños máximos y mínimos de los elementos. Dentro de nuestros análisis ocuparemos la segunda opción para generar un mejor y más confiable resultado.

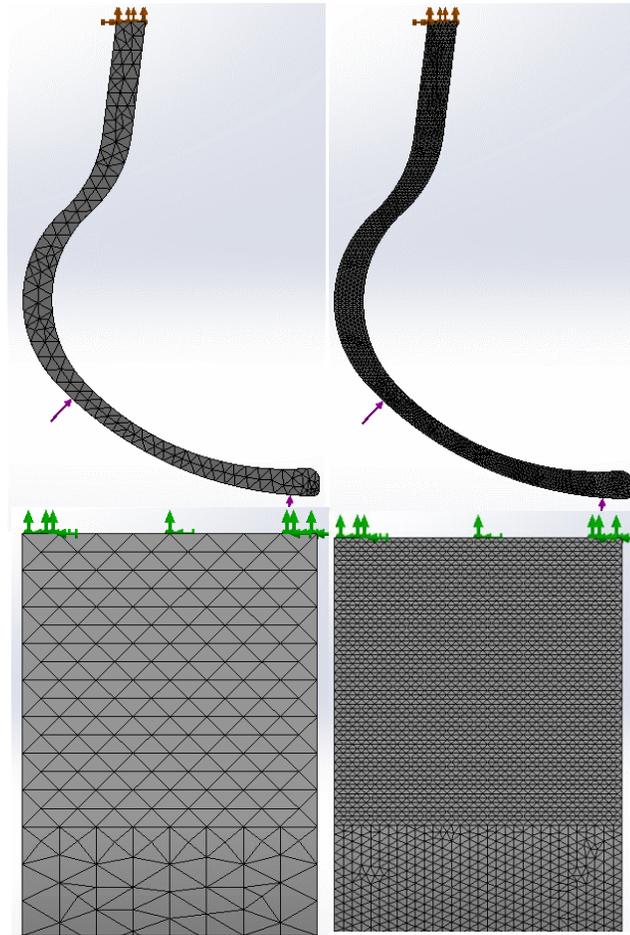


Ilustración 46: Resultado de una discretización pobre y adecuada

Tabla 7: Información detallada sobre las mallas

Tipo de malla	Malla sólida	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla basada en curvatura	Malla basada en curvatura
Tamaño máximo de elemento	10 mm	3 mm
Tamaño mínimo del elemento	3.3333 mm	0.99999 mm
Número total de nodos	23532	532233
Número total de elementos	14470	371603

Como se puede observar, al reducir el tamaño máximo de elementos, aumenta considerablemente el número de nodos y de elementos. En los análisis que mostraremos más adelante, estos datos serán los mismos, solo dependiendo si la malla es de 10 [mm] encontramos resultados prometedores se prosiguió con la de 3 [mm].

Después de realizar este mallado, se prosiguió a ejecutar el análisis. En algunos casos que se mencionarán más adelante, el software detectó que ocurrirán desplazamientos que pueden ser más de lo deseado, por lo que el mismo programa pregunta si se desea continuar mediante la opción de “Grandes Desplazamientos” a lo cual aceptamos y con esto, nuestro análisis logra finalizarse de manera exitosa.

Uno de los resultados más importantes que nos arroja este tipo de análisis, es el factor de seguridad, además es uno de los criterios que tomaremos en cuenta para determinar la viabilidad del diseño con los diferentes materiales propuestos. El software da varias maneras de calcular este dato pero nosotros utilizamos la opción de “Tensión de Von Mises máx.” basándonos en el criterio de falla de Von Mises mencionado en el marco teórico.



Ilustración 47: Método para calcular el Factor de Seguridad

Ya realizado el estudio, se pueden encontrar bastantes resultados, los cuales si se logran interpretar de la manera correcta, pueden servir para entender el comportamiento que está teniendo la prótesis con los parámetros que introdujimos al sistema. Unos de los resultados que no cambian por el tipo de material, son las fuerzas de reacción que se encuentran en la cara que hicimos fija dentro del análisis.

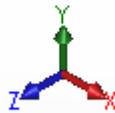


Ilustración 48: Sistema de Referencia del dibujo

Saber cuál es el sistema de referencia utilizado es importante para conocer la dirección en las cuáles están aplicadas las fuerzas.

Tabla 8: Fuerzas de Reacción en los diferentes ejes de la prótesis

Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	-789.716	-1787.71	-0.065695	1954.37

La mayor cantidad de fuerza de reacción está sobre el eje Y, debido a que sobre este eje es donde se ejerció la Fuerza Total calculada, aunque como se puede observar en la Imagen 44, dado que la cara donde se aplica la fuerza tiene una curva, una parte de la Fuerza Total está aplicada con una inclinación dentro del plano XY, en consecuencia a esto, los resultados muestran que hay una componente importante sobre el eje X. El valor obtenido en el eje Z es prácticamente 0, por lo cual, así lo consideraremos para el cálculo de la resultante.

Debido al procesamiento de la computadora estos valores llegan a cambiar por algunas décimas, debido a lo cual cerraremos el dato de la resultante en 1954 [N].

Los resultados que se mostrarán a continuación, estarán clasificados por el tipo de material que se haya usado para los análisis de dicha familia.

➤ Metales

Acero 1020

Se decidió utilizar este material, porque es sabido que el acero tiene dentro de sus propiedades mecánicas un módulo de elasticidad mayor al de muchos materiales, por lo que se consideró un buen punto de partida para conocer si el diseño soportaría las cargas. Las propiedades del Acero 1020 fueron tomadas del software.

Tabla 9: Propiedades del Acero 1020

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	200000	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.29	N/D
Módulo cortante	77000	N/mm ²
Densidad de masa	7900	kg/m ³
Límite de tracción	420.507	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	351.571	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica	1.50E-05	/K
Conductividad térmica	47	W/(m·K)
Calor específico	420	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Con las propiedades anteriores el software calculó las siguientes propiedades volumétricas:

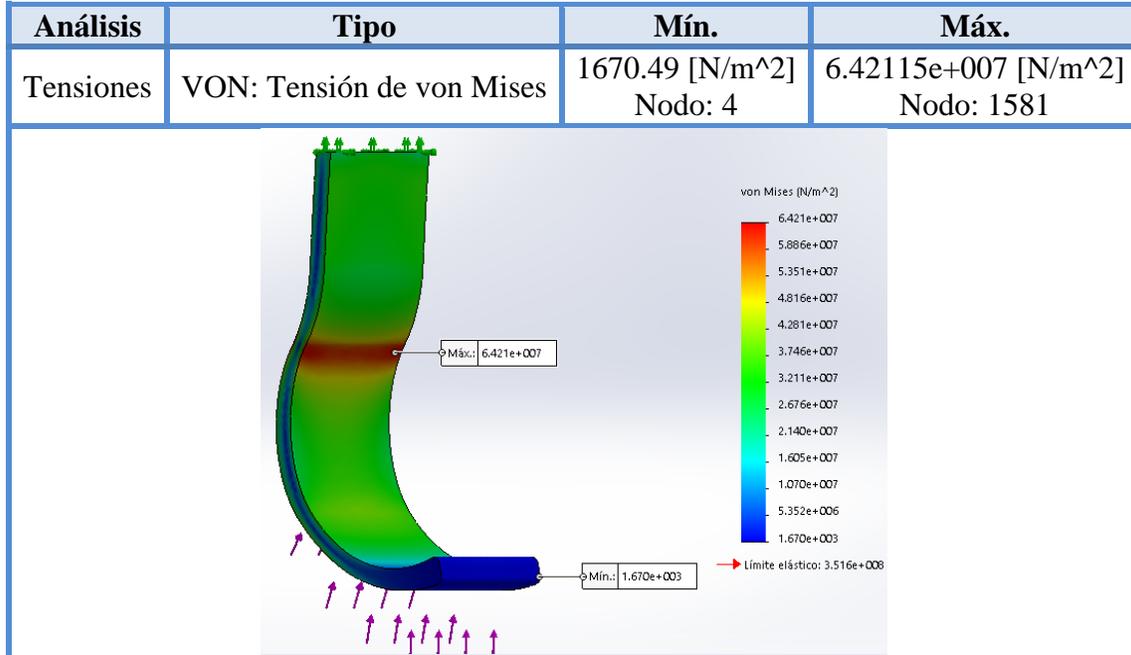
Tabla 10: Propiedades Volumétricas con Acero 1020

Propiedad	Valor	Unidad
Masa:	9.92032	kg
Volumen:	0.00125574	m ³
Densidad:	7900	kg/m ³
Peso:	97.2192	N

Como observamos el valor de la masa para este material es de casi 10 [kg] lo que hace que no sea viable debido a la incomodidad que ocasionaría al usuario traer tanto peso comparado con los 4.4 [kg]²⁴ que puede llegar a pesar la parte baja de la pierna en promedio.

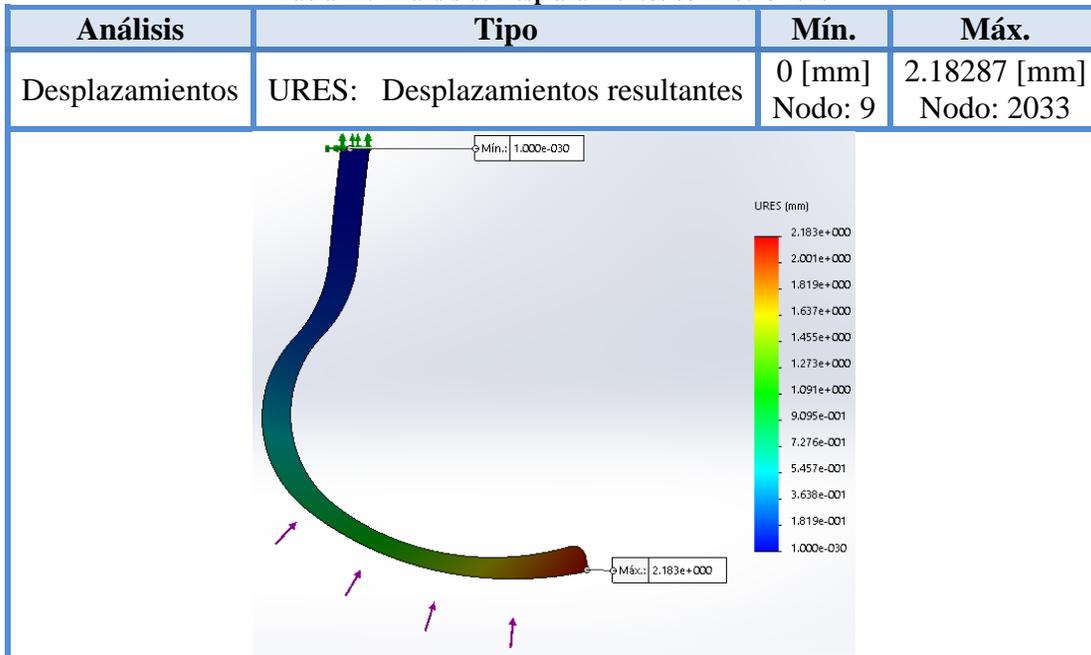
²⁴ “Cuánto pesa cada parte de tu cuerpo” (7 Abril 2016) <http://radiohrn.hn/l/noticias/cu%C3%A1nto-pesa-cada-parte-de-tu-cuerpo>

Tabla 11: Análisis de Tensiones con Acero 1020



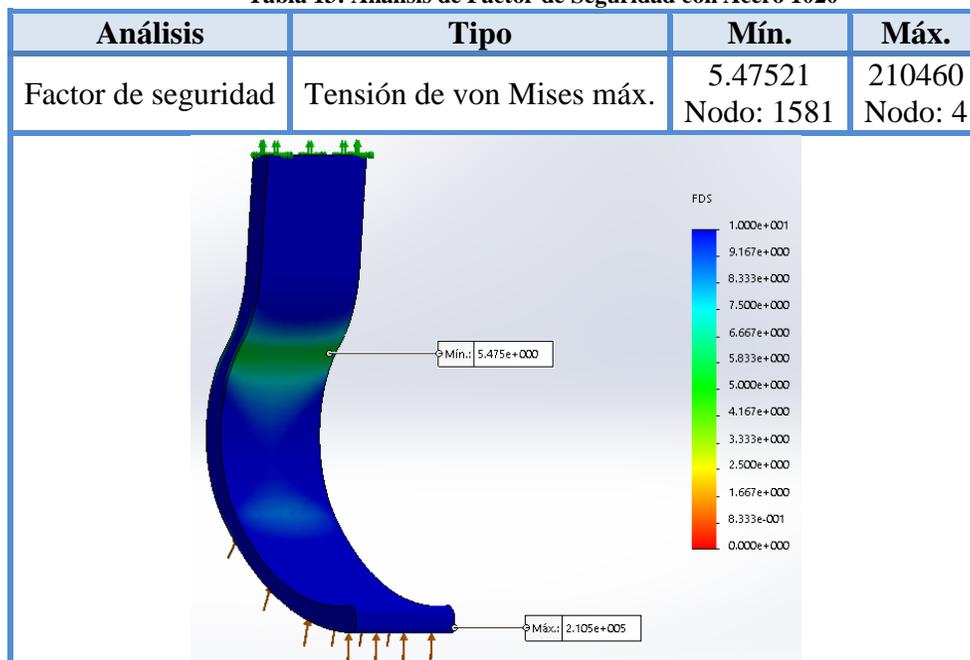
Se considera que un diseño es correcto cuando la tensión calculada es menor a la permitida. En este caso ese punto se cumple si comparamos el Límite Elástico mostrado en la Tabla 9 con la Tensión Máxima calculada por el software en la tabla anterior.

Tabla 12: Análisis de Desplazamientos con Acero 1020



Si observamos el desplazamiento máximo que tiene la prótesis con este material es fácil de intuir que si una persona la comprimiera no obtendría una fuerza de retorno lo suficientemente grande para impulsarse y continuar una carrera.

Tabla 13: Análisis de Factor de Seguridad con Acero 1020



En la tabla anterior se encuentran los resultados del Factor de Seguridad (FS) que se obtiene al hacer el análisis con Acero 1020, como podemos observar el FS mínimo es de 5.4, así pues, se podría concluir que el diseño es bastante robusto y se podría optimizar la geometría en caso de seleccionar el material, pero debido al peso que conlleva utilizar acero y su poca flexibilidad no sería la opción más viable, es por eso que para este análisis se utilizó una discretización pobre dentro del mallado.

Aluminio 7075 T6

Como el diseño con acero resultó ser bastante robusto, se planteó analizar otro material metálico que por sus propiedades es más liviano que el acero y su manufactura llega a ser más fácil. Las propiedades del Aluminio 7075 T6 fueron tomadas del software.

Tabla 14: Propiedades del Aluminio 7075 T6

Propiedades	Valor	Unidad
Módulo elástico	72000	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.33	N/D
Módulo cortante	26900	N/mm ²
Densidad de masa	2810	kg/m ³
Límite de tracción	570	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	505	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica	2.36E-05	/K
Conductividad térmica	130	W/(m·K)
Calor específico	960	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

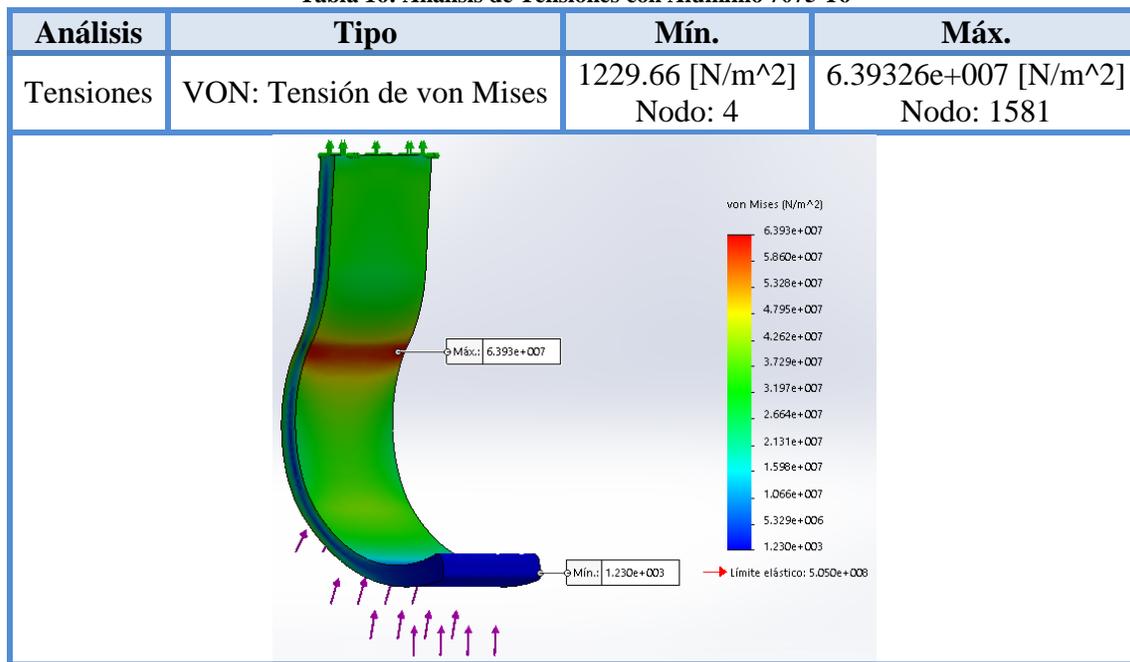
Con las propiedades anteriores el software calculó las siguientes propiedades volumétricas:

Tabla 15: Propiedades Volumétricas con Aluminio 7075 T6

Propiedad	Valor	Unidad
Masa:	3.52862	kg
Volumen:	0.00125574	m ³
Densidad:	2810	kg/m ³
Peso:	34.5805	N

Se puede apreciar en la tabla anterior, que con este cambio de material, la masa disminuyó más de la mitad en comparación con el Acero 1020, pero aun así se considera que es mayor a lo deseado, debido a lo informado en la entrevista mostrada en el punto VII, la atleta entrevistada sentía que le prótesis era algo pesada (3.5 a 4 [kg]) y eso contemplando que ella usa una rodilla artificial.

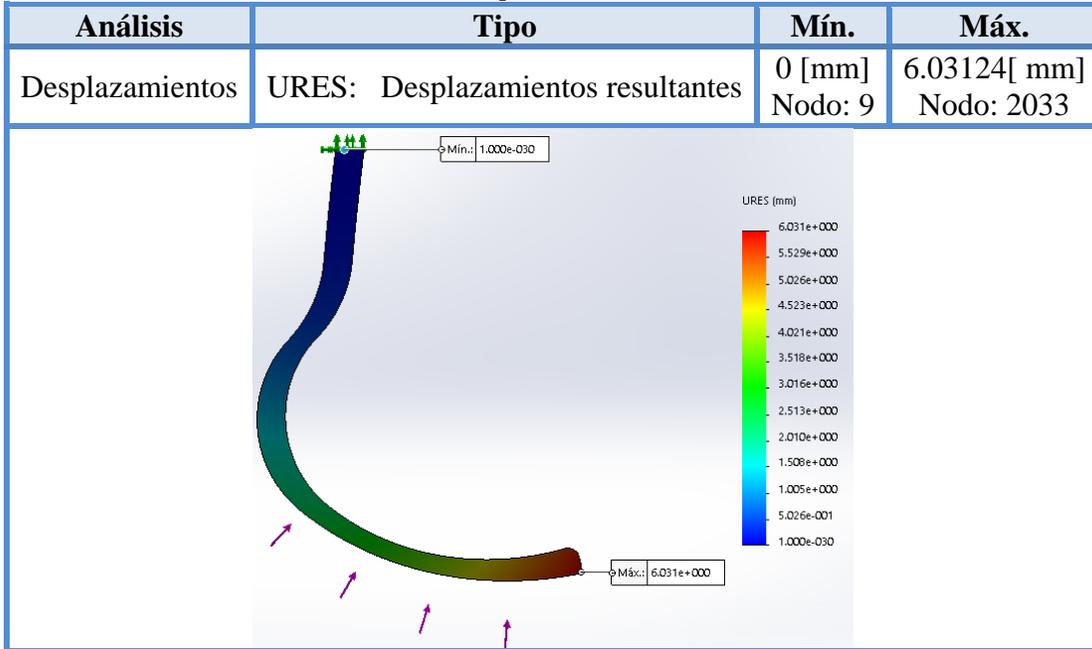
Tabla 16: Análisis de Tensiones con Aluminio 7075 T6



Como podemos observar en la Tabla 14 y en la tabla anterior, el Límite Elástico del material es mayor a la Tensión Máxima calculada por el software, de modo que podemos decir que el diseño es correcto hasta ahora con este material.

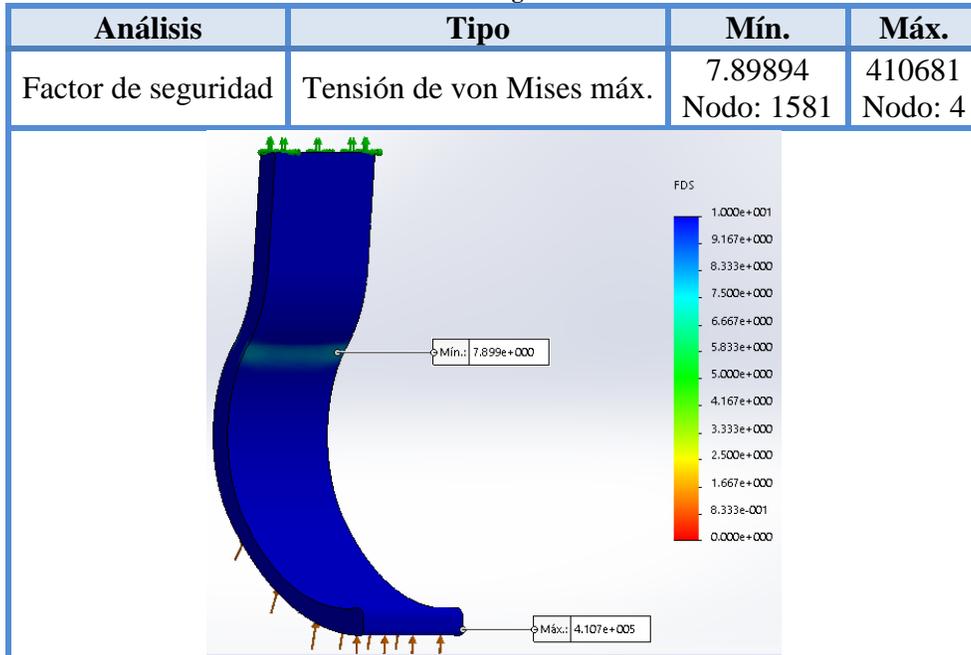
Si comparamos los límites elásticos del Aluminio 7075 T6 y el Acero 1020, podemos ver que el valor del Aluminio 7075 T6 es mayor, debido a lo cual podemos intuir que para las aplicaciones que deseamos, este material tendrá una mejor respuesta que el Acero 1020.

Tabla 17: Análisis de Desplazamientos con Aluminio 7075 T6



Aunque las tensiones máximas en ambos análisis son muy similares, podemos observar que el desplazamiento máximo con el Aluminio 7075 T6 es más del doble de lo que sucedió con el Acero 1020, aunque se sigue considerando insuficiente este desplazamiento para un retorno de energía suficiente para continuar la marcha.

Tabla 18: Análisis de Factor de Seguridad con Aluminio 7075 T6



El diseño es muy robusto debido a que el FS mínimo aumentó con respecto al del Acero 1020. Si se llegara a optimizar, se tendría un buen resultado ya que eso haría que la masa de la prótesis disminuyera considerablemente y entrara en un rango cómodo para el usuario, así que en este caso también se realizó el mallado con una discretización pobre.

➤ **Polímeros**

Estos materiales llegan a tener mayor flexibilidad que los metales, además el amortiguamiento y la resiliencia que pueden llegar a tener, sirven para los propósitos del diseño que se ha manejado. Para estos materiales se tuvo que ocupar la opción de “Desplazamientos Grandes” del software.

ABS PC

El ABS PC (Acrilonitrilo Butadieno Estireno Policarbonato) es un material muy común dentro de la manufactura aditiva y la impresión 3-D, por lo que se consideró en buen punto de partida para realizar el análisis con estos nuevos materiales. Las propiedades del ABS PC fueron tomadas del software, solo el límite elástico se tuvo que conseguir de otras tablas.

Tabla 19: Propiedades del ABS PC

Propiedades	Valor	Unidad
Módulo elástico	2410	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.3897	N/D
Módulo cortante	862.2	N/mm ²
Densidad de masa	1070	kg/m ³
Límite de tracción	40	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	26 ²⁵	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica		/K
Conductividad térmica	0.2618	W/(m·K)
Calor específico	1900	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Con las propiedades anteriores el software calculó las siguientes propiedades volumétricas:

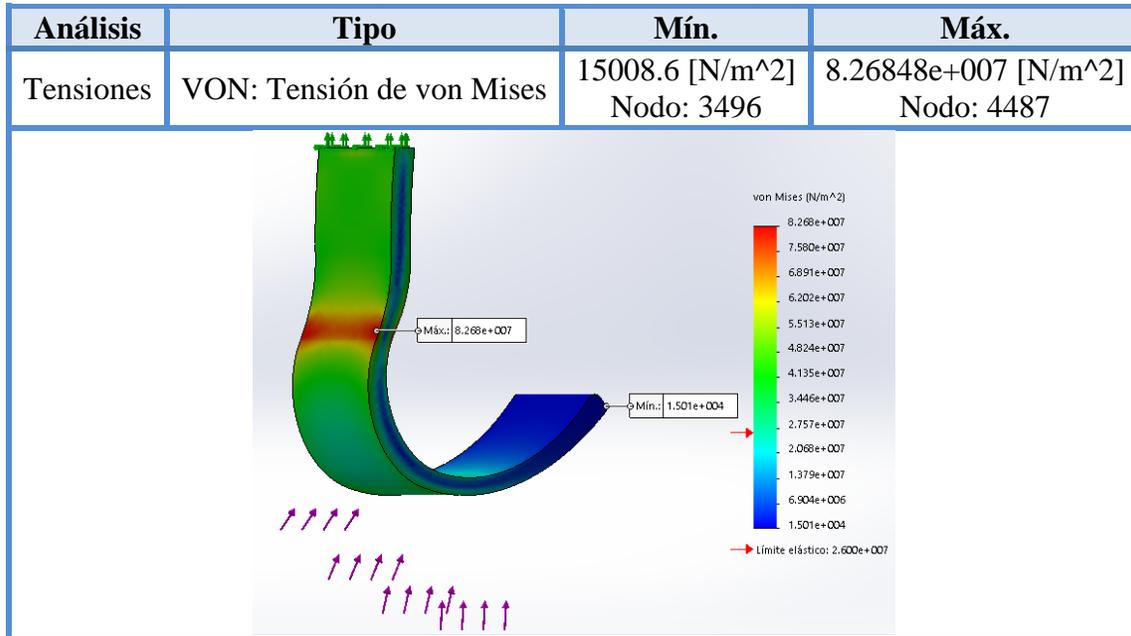
Tabla 20: Propiedades Volumétricas con ABS PC

Propiedad	Valor	Unidad
Masa:	1.34364	kg
Volumen:	0.00125574	m ³
Densidad:	1070	kg/m ³
Peso:	13.1677	N

Se puede apreciar en la tabla anterior, que con este cambio de familia de materiales, la masa volvió a disminuir más de la mitad en comparación con el Aluminio 7075 T6, además de que este valor se podría considerar ideal para la masa de la prótesis, puesto que es mucho menor a lo que se nos platicó en la entrevista.

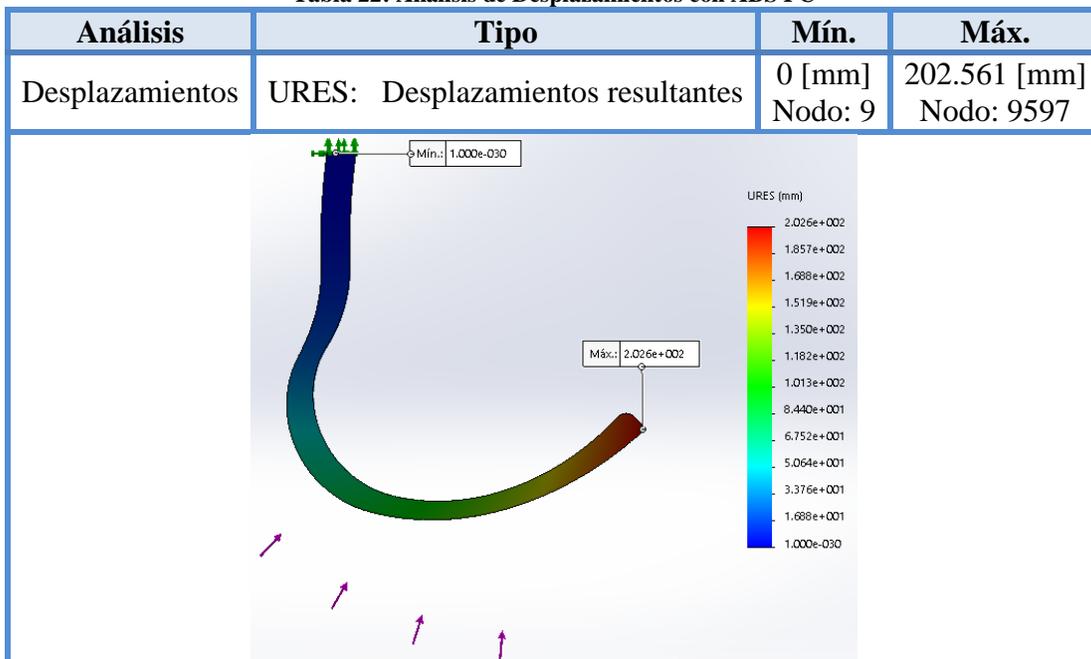
²⁵ “ABS PC” <http://www.producto3d.com/abs/pc>

Tabla 21: Análisis de Tensiones con ABS PC



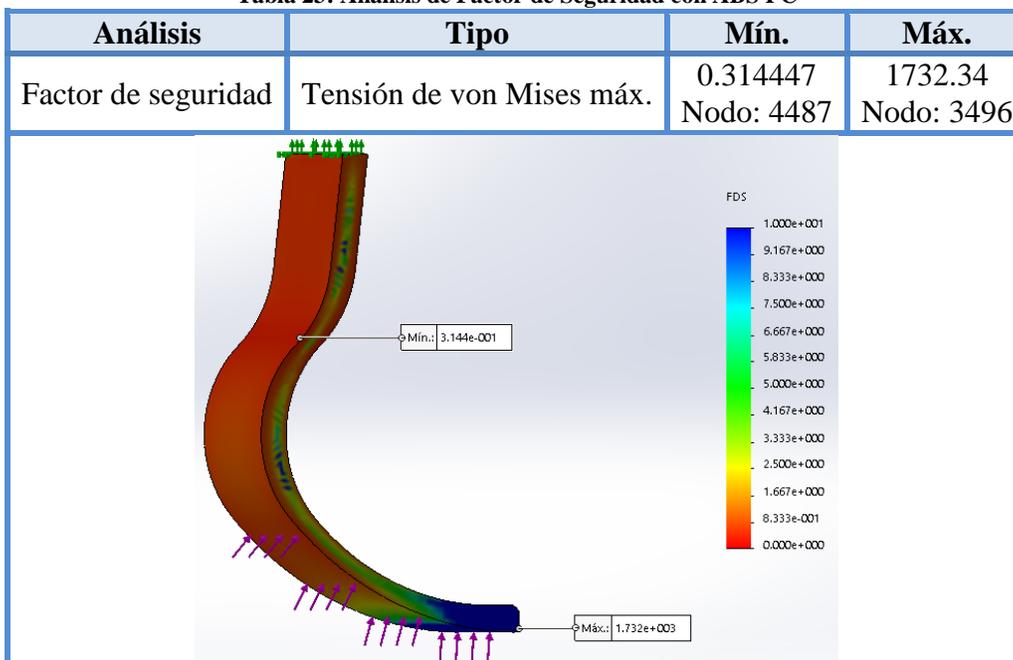
Como se mencionó al inicio de los análisis en la familia de los metales, para tener un diseño correcto la tensión máxima calculada debe ser menor al límite elástico del material, pero, en este caso, esa condición no se cumple y es probable que con este material falle.

Tabla 22: Análisis de Desplazamientos con ABS PC



Con los metales decíamos que su compresión no parecía suficiente para tener un retorno adecuado de energía, pero con **este** material vemos que el desplazamiento máximo es exagerado.

Tabla 23: Análisis de Factor de Seguridad con ABS PC



Con los materiales metálicos se dijo que el diseño era muy robusto, en este caso es todo lo contrario, como se observa en la tabla anterior el FS mínimo que se calculó es de .3, por esta razón, se confirma que con este material el diseño fallará, por lo tanto solo se realizó un mallado con discretización pobre. Si se quisiera utilizar este material se tendría que hacer más robusto el diseño para conseguir un FS mayor.

Nylon 12

Este material fue recomendado en una asesoría recibida, igual como un punto de partida dentro de la familia del Nylon, ya que es considerado resistente y flexible dentro de las poliamidas. Las propiedades de este material se tomaron de varias tablas y se introdujeron al software.

Tabla 24: Propiedades del Nylon 12

Propiedades ²⁶	Valor	Unidad
Módulo elástico	1800	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.39	N/D
Módulo cortante	1400	N/mm ²
Densidad de masa	1010	kg/m ³
Límite de tracción	28	N/mm ²
Límite de compresión	51	N/mm ²
Límite elástico	45	N/mm ²

²⁶“FDM Nylon 12 PRODUCTION GRADE THERMOPLASTIC FOR FORTUS 3D PRODUCTION SYSTEM”
http://usglobalimages.stratasys.com/Main/Files/Material_Spec_Sheets/MSS_FDM_Nylon12.pdf

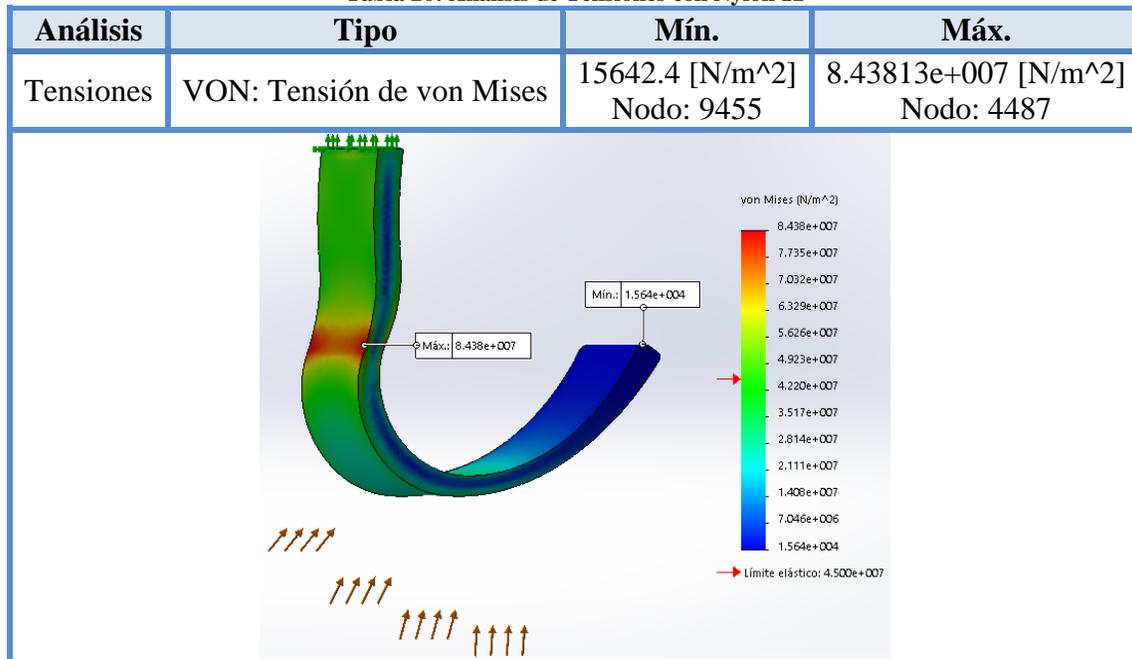
Con las propiedades anteriores el software calculó las siguientes propiedades volumétricas:

Tabla 25: Propiedades Volumétricas con Nylon 12

Propiedad	Valor	Unidad
Masa:	1.26829	kg
Volumen:	0.00125574	m ³
Densidad:	1010	kg/m ³
Peso:	12.4293	N

En esta ocasión la reducción de la masa con el cambio de material no fue tanta en comparación con las veces anteriores, aunque sigue siendo un buen dato para hacerla más cómoda para el usuario.

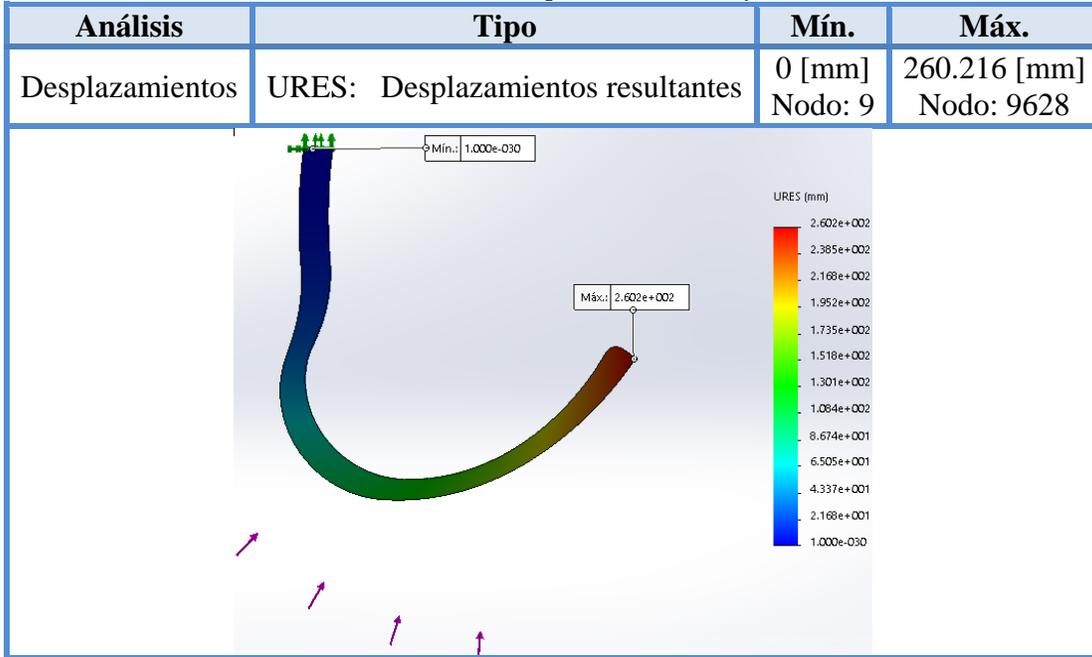
Tabla 26: Análisis de Tensiones con Nylon 12



Aunque se buscó un material con un límite elástico mayor al del material anterior, igual que en el caso anterior, la tensión máxima calculada es mayor al límite elástico del material utilizado, por lo que es muy probable que con este material el dispositivo vuelva a fallar.

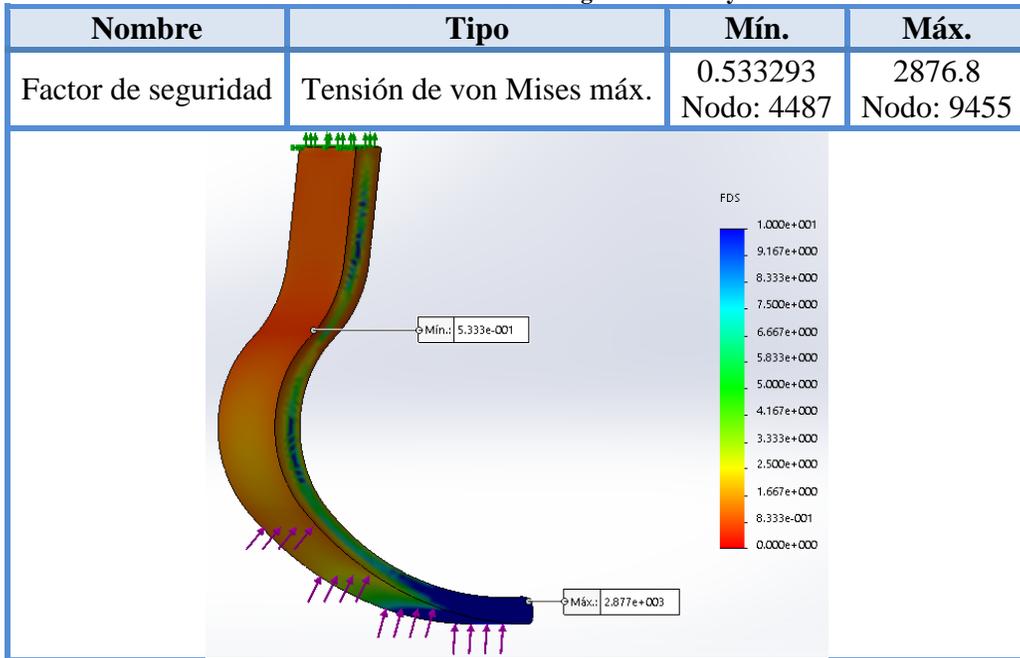
Para el siguiente material a analizar se buscará uno con más del doble del límite elástico del Nylon 12, además de buscar un módulo de elasticidad mayor, debido a que se observó que ambos datos son importantes, ya que para el Nylon 12, este valor bajó.

Tabla 27: Análisis de Desplazamientos con Nylon 12



El desplazamiento máximo con este material es mayor que con el ABS PC, por lo cual es aún más exagerado y se continúa con la idea de que es muy probable que falle.

Tabla 28: Análisis de Factor de Seguridad con Nylon 12



Como se observa en la tabla anterior el FS mínimo que se calculó es de .5, mayor que el del ABS PC, sin importar eso, con este material el diseño fallará, por lo tanto solo se realizó un mallado con discretización pobre y se da la misma recomendación si se desea utilizar este material, hacer el diseño más robusto.

Nylon 6

Continuando con la misma línea del Nylon, encontramos uno de los más comunes, el Nylon 6, además de que las propiedades mejoran en comparación a los otros materiales, es conocido por su uso en la impresión 3-D. Las propiedades del Nylon 6 fueron tomadas del software.

Tabla 29: Propiedades del Nylon 6

Propiedades	Valor	Unidad
Módulo elástico	2620	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.34	N/D
Módulo cortante	970.4	N/mm ²
Densidad de masa	1120	kg/m ³
Límite de tracción	90	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	103.648886	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica		/K
Conductividad térmica	0.233	W/(m·K)
Calor específico	1601	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Con las propiedades anteriores el software calculó las siguientes propiedades volumétricas:

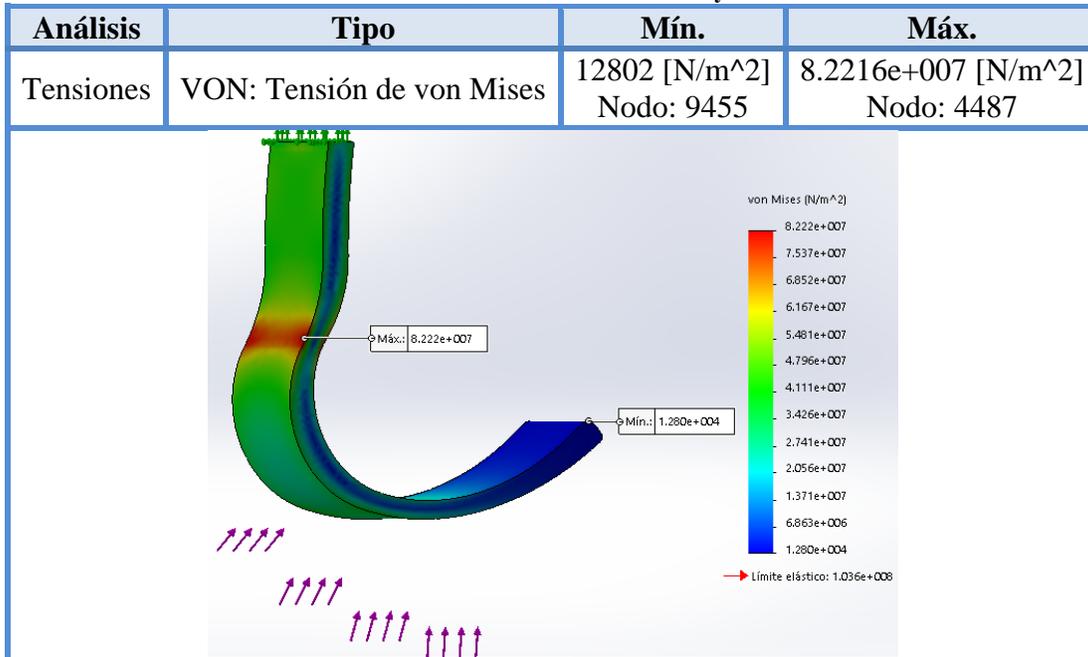
Tabla 30: Propiedades Volumétricas con Nylon 6

Propiedad	Valor	Unidad
Masa:	1.40643	kg
Volumen:	0.00125574	m ³
Densidad:	1120	kg/m ³
Peso:	13.783	N

Utilizando este material, la masa de la prótesis es mayor que con los dos materiales anteriores, debido a que también el dato de la densidad del material aumentó, además de que esta variación no impide a la prótesis seguir dentro de un rango que la haría más ligera de lo que se nos mencionó.

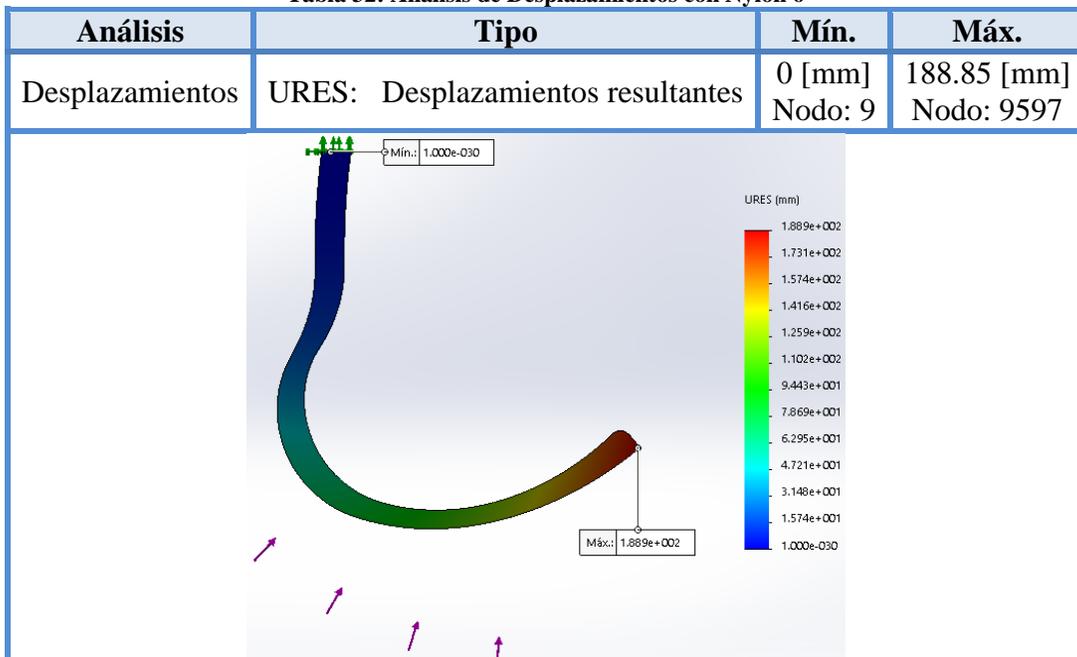
También se puede apreciar en la Tabla 29 que el módulo elástico y el límite elástico de este material son mayores a los de los últimos dos utilizados, por lo tanto se espera que se obtengan resultados más satisfactorios en esta ocasión.

Tabla 31: Análisis de Tensiones con Nylon 6



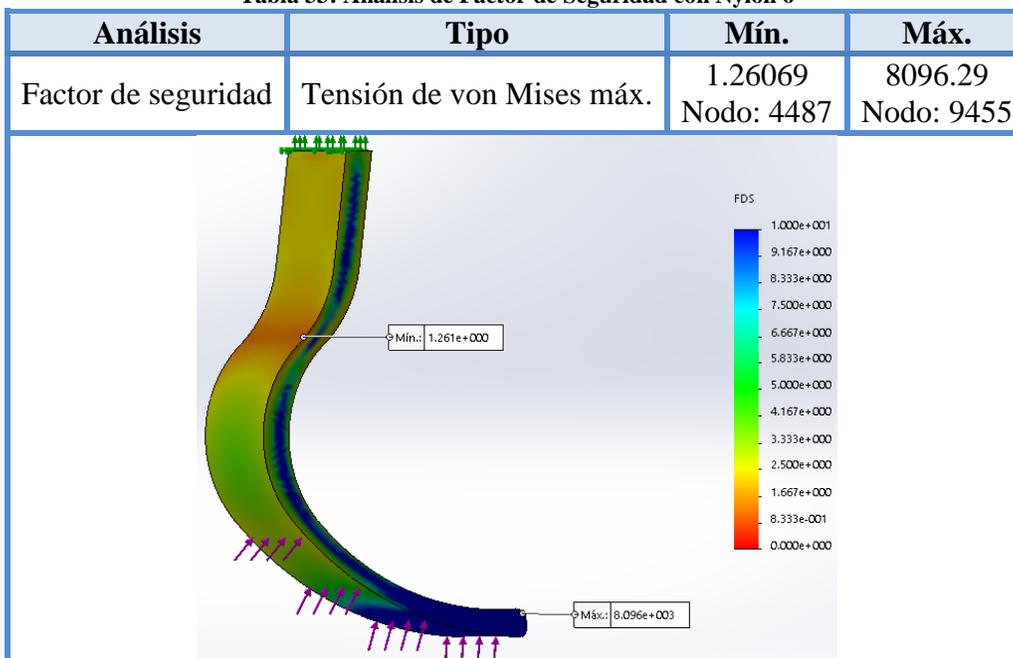
Este es el primer análisis con materiales poliméricos donde el límite elástico es mayor a la tensión máxima calculada por el software, por esta razón se puede considerar que nos encontramos en una línea de diseño correcta hasta ahora.

Tabla 32: Análisis de Desplazamientos con Nylon 6



En este caso, el desplazamiento máximo de la prótesis es menor que con los anteriores materiales, aunque todavía se podría considerar demasiado, dado que esto podría hacer que el impulso no fuese en la dirección correcta de la carrera debido a tanta flexión.

Tabla 33: Análisis de Factor de Seguridad con Nylon 6



Al igual que con lo que pasó en el análisis de tensiones, este es el primer material polimérico de los analizados en rebasar la frontera del FS mínimo de 1, con esto, se podría decir que la prótesis no fallaría, pero alguna variación dentro del material o en el proceso de manufactura haría muy probable su falla, por lo tanto solo se realizó un mallado con discretización pobre.

Nylon 6/10

Ya que observamos que las poliamidas tuvieron un comportamiento bueno dentro de los análisis, continuaremos con esta familia de materiales, en este caso el Nylon 6/10. La diferencia entre estos materiales radica en el aspecto químico, específicamente en la cantidad de metilos (-CH₂) que se repiten a cada lado de los grupos amida. Las propiedades del Nylon 6/10 fueron tomadas del software.

Tabla 34: Propiedades del Nylon 6/10

Propiedades	Valor	Unidad
Módulo elástico	8300	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.28	N/D
Módulo cortante	3200	N/mm ²
Densidad de masa	1400	kg/m ³
Límite de tracción	142.559	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	139.043	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica	3e-005	/K
Conductividad térmica	0.53	W/(m·K)
Calor específico	1500	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Con las propiedades anteriores el software calculó las siguientes propiedades volumétricas:

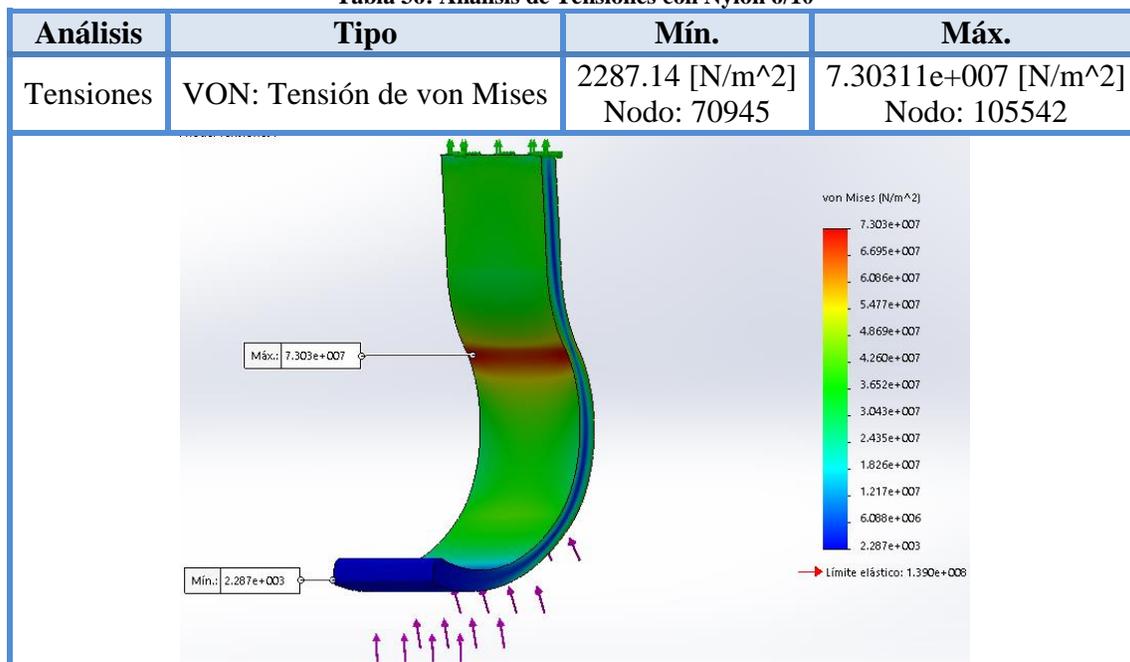
Tabla 35: Propiedades Volumétricas con Nylon 6/10

Propiedad	Valor	Unidad
Masa:	1.75803	kg
Volumen:	0.00125574	m ³
Densidad:	1400	kg/m ³
Peso:	17.2287	N

Utilizando este material, la masa de la prótesis es mayor que con los tres materiales anteriores, debido a que otra vez el dato de la densidad del material aumentó, esta variación, al igual que con el material anterior, no impide a la prótesis seguir dentro de un rango que la haría más ligera de lo que se nos mencionó.

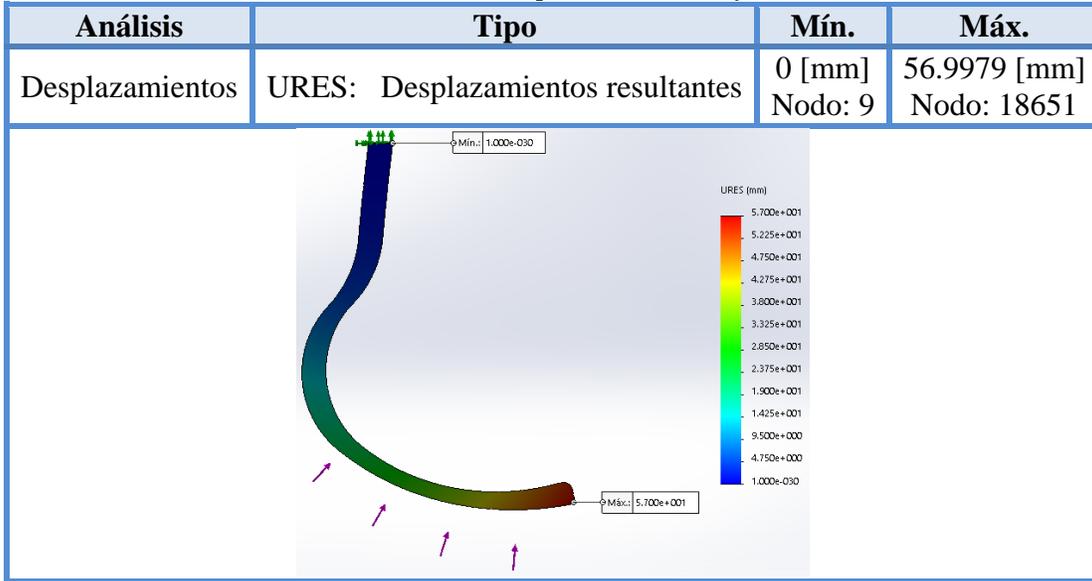
Podemos apreciar en la Tabla 34 que el módulo elástico es más del doble que el del material anterior y que el límite elástico de este material es mayores que el de los últimos tres utilizados, por ello se espera obtener mejores resultados que con el Nylon 6.

Tabla 36: Análisis de Tensiones con Nylon 6/10



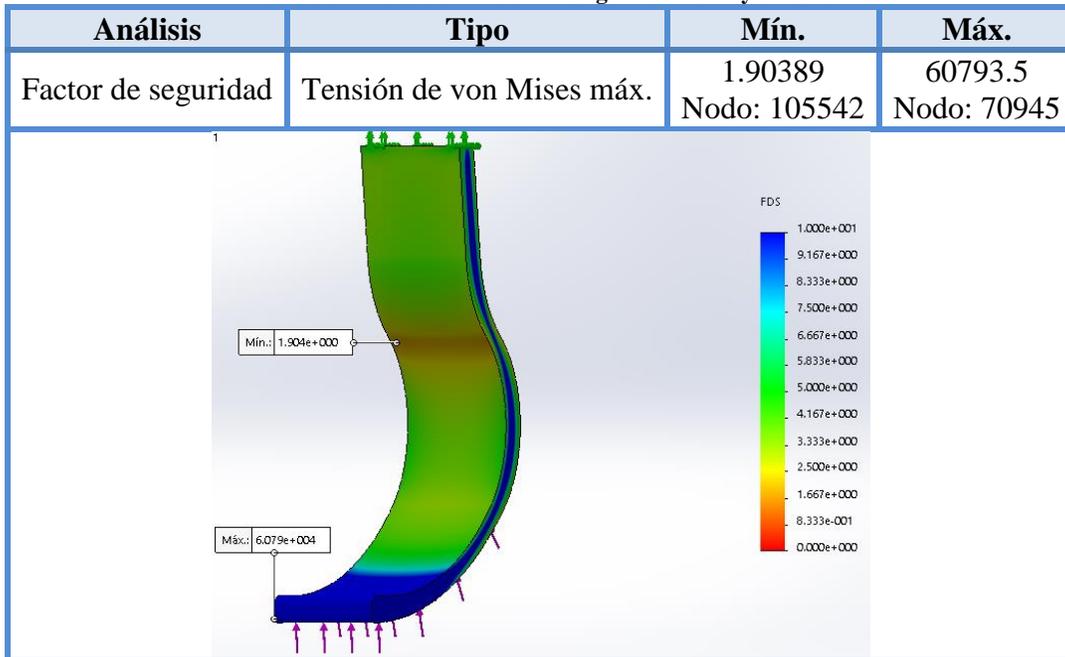
Al igual que con el Nylon 6, el Nylon 6/10 tiene un límite elástico mayor que la tensión máxima calculada, de manera que siguiendo la premisa mencionada en los análisis de tensiones, el diseño va por un camino correcto y se espera que no falle.

Tabla 37: Análisis de Desplazamientos con Nylon 6/10



El desplazamiento máximo con este material se reduce más de la mitad que con el material anterior, lo cual de acuerdo a los videos observados de atletas que usan este tipo de prótesis, este desplazamiento podría acercarse bastante a ese comportamiento además de que la fuerza de retorno sería más fácil de controlar que con los desplazamientos anteriores.

Tabla 38: Análisis de Factor de Seguridad con Nylon 6/10



Observamos que con este material el FS mínimo es de casi 2, por lo que primero aseguramos que el diseño no fallará y que todavía tiene una tolerancia en caso de algún inconveniente con el material o el proceso de manufactura. Por lo tanto solo se realizó un mallado con discretización adecuada, para tener resultados más exactos.

PPS

El PPS (polisulfuro de fenileno), es un plástico de ingeniería semicristalino y de alto rendimiento con resistencia a las altas temperaturas, mecánica (resistencia a la fluencia, rigidez y solidez) y química, debido a lo cual, el PPS suele ser la alternativa entre metales y termoendurecibles. Se decidió utilizar este material, debido a que era el polímero con el mayor módulo de elasticidad y como vimos al inicio de los análisis con polímeros, aparte del módulo de elasticidad, este dato ayuda a mejorar el comportamiento de la prótesis. Las propiedades del PPS fueron tomadas del software menos el límite elástico, ése se tuvo que sacar de unas tablas aparte.

Tabla 39: Propiedades del PPS

Propiedades	Valor	Unidad
Módulo elástico	9610	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.4	N/D
Módulo cortante	62.1	N/mm ²
Densidad de masa	1570	kg/m ³
Límite de tracción	102	N/mm ²
Límite de compresión	122	N/mm ²
Límite elástico	145	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica		/K
Conductividad térmica	0.299	W/(m·K)
Calor específico		J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Con las propiedades anteriores el software calculó las siguientes propiedades volumétricas:

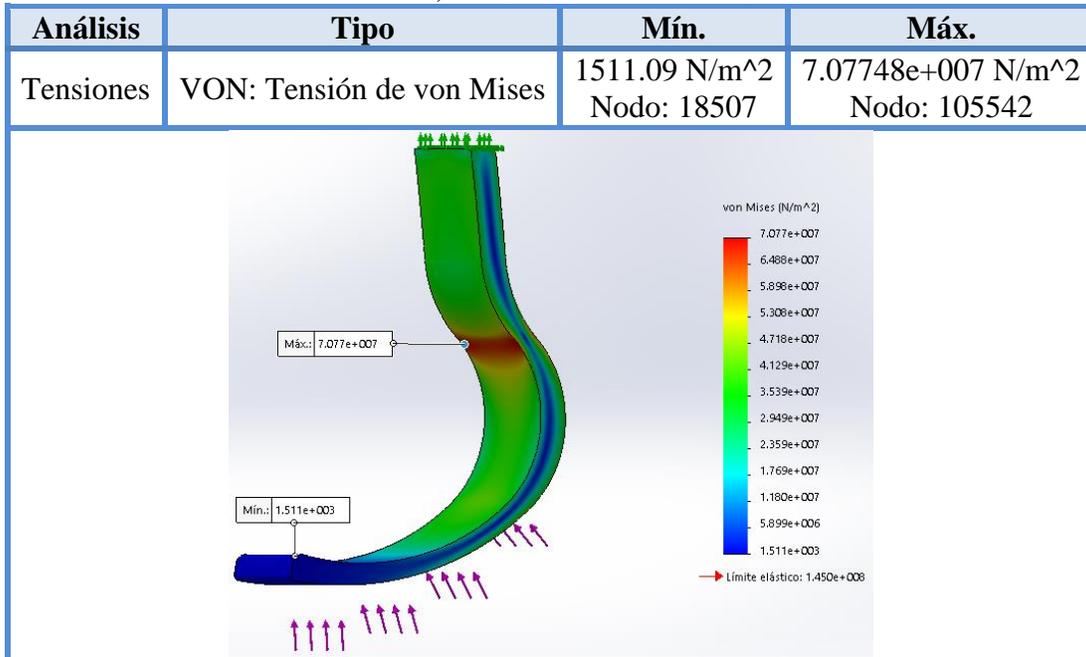
Tabla 40: Propiedades Volumétricas con PPS

Propiedad	Valor	Unidad
Masa:	1.97151	kg
Volumen:	0.00125574	m ³
Densidad:	1570	kg/m ³
Peso:	19.3208	N

Utilizando este material, la masa de la prótesis es mayor que la de todos los materiales poliméricos, debido a que el dato de la densidad es el mayor de todos, esta variación, al igual que con los materiales anteriores, no presenta un inconveniente para seleccionar el material como una buena propuesta ya que resulta menor al que se nos planteó en la entrevista con la atleta paralímpica.

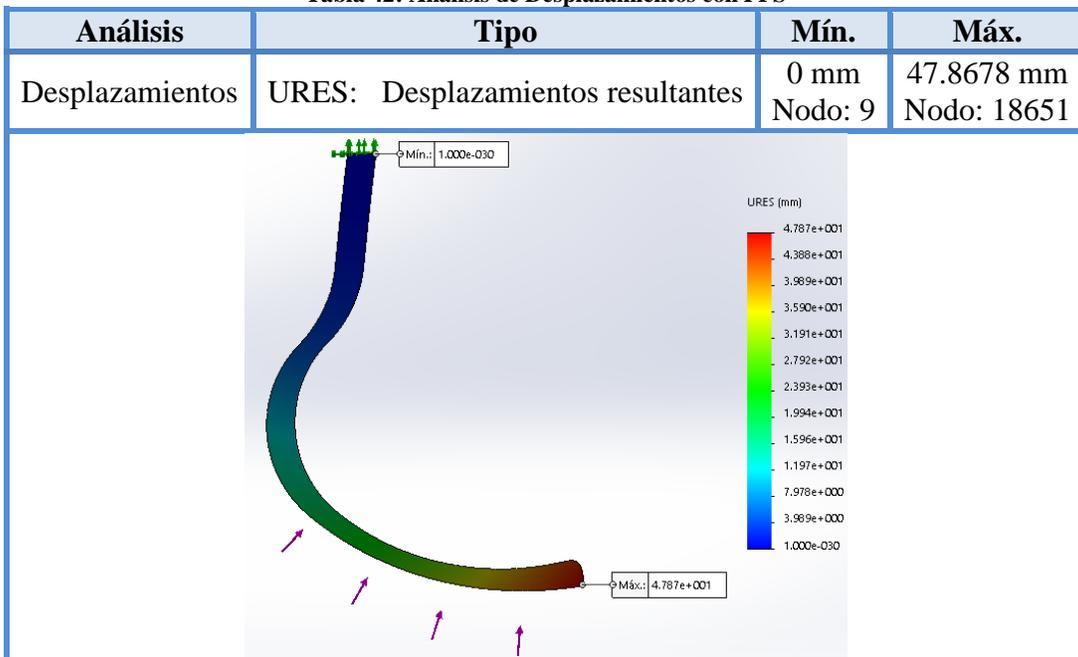
Podemos apreciar en la Tabla 39 que el módulo elástico aumentó con respecto al del material anterior y que el límite elástico también, estos datos son los mayores dentro de los materiales poliméricos utilizados.

Tabla 41; Análisis de Tensiones con PPS



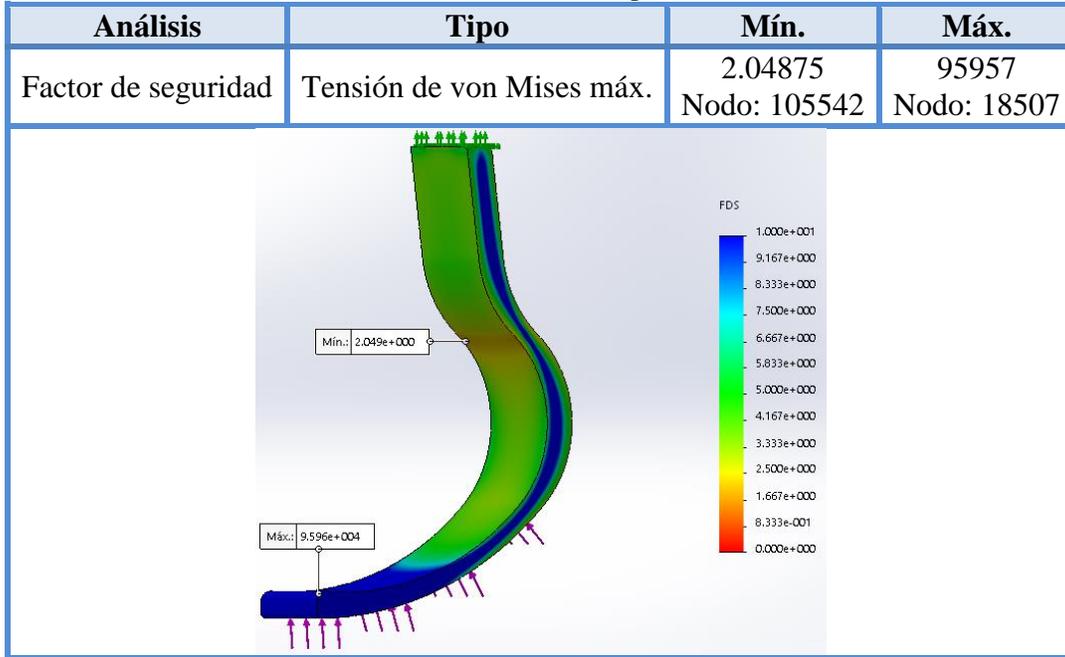
Al igual que con el Nylon 6 y el Nylon 6/10, el PPS tiene un límite elástico mayor que la tensión máxima calculada, de manera que el diseño va por un camino correcto y se espera que no falle debido a que con los materiales antes mencionados no sucedió.

Tabla 42: Análisis de Desplazamientos con PPS



El desplazamiento máximo con este material se reduce un poco más que con el Nylon 6/10 y aún pertenece al desplazamiento visto en los videos y puede dar una fuerza de retorno que sería igual que con el anterior material, más sencilla de controlar.

Tabla 43: Análisis de Factor de Seguridad con PPS



Con este material el FS mínimo es de 2, por lo tanto, es mayor que el del Nylon 6/10 por muy poco, lo que nos da mayor confianza a la hora de decidir un material. Con este material se realizó un mallado con discretización adecuada, para tener resultados más exactos debido a los resultados mostrados con la discretización pobre.

XIX. RESULTADOS

En las siguientes tablas se mostrarán:

- Un desglose de los datos más importantes arrojados para cada material por cada análisis con un tamaño de elemento de 10 [mm].
- Los resultados con los materiales seleccionados como apropiados para el diseño con un tamaño de elemento de 3 [mm].
-

Tabla 44: Tabla Comparativa de Resultados con Tamaño Máximo de Elemento de 10 [mm]

Material	Módulo Elástico [MPa]	Límite Elástico [MPa]	Masa [kg]	Tensión Máxima [MPa]	Desplazamiento Máximo [mm]	Factor de Seguridad Mínimo
Acero 1020	200000	351.571	9.92032	64.211500	2.18287	5.47521
Aluminio 7075 T6	72000	505	3.52862	63.932600	6.03124	7.89894
ABS PC	2410	26	1.34364	82.684800	202.561	0.314447
Nylon 12	1800	45	1.26829	84.381300	260.216	0.533293
Nylon 6	2620	103.648886	1.40643	82.216000	188.85	1.26069
Nylon 6/10	8300	139.043	1.75803	71.767500	56.9664	1.93741
PPS	9610	145	1.97151	69.44100	47.8125	2.0881

Se resaltaron esos dos materiales, debido a que sus resultados fueron los que más se acercaron a los requerimientos que se fueron manejando a lo largo del diseño y se realizó otro análisis para cada uno con un tamaño de elemento máximo de malla más pequeño para así tener resultados más exactos.

Tabla 45: Tabla Comparativa de Resultados con Tamaño Máximo de Elemento de 3 [mm]

Material	Módulo Elástico [MPa]	Límite Elástico [MPa]	Masa [kg]	Tensión Máxima [MPa]	Desplazamiento Máximo [mm]	Factor de Seguridad Mínimo
Nylon 6/10	8300	139.043	1.75803	73.031100	56.9979	1.90389
PPS	9610	145	1.97151	70.774800	47.8678	2.04875

Los resultados no tienen un cambio muy grande dentro de sus cifras, pero esto nos ayuda a comprobar que entre más pequeño es el tamaño máximo de elemento dentro de un análisis de elemento finito, más exactos serán los resultados.

Sin importar que no hayan sido los materiales con los que se calcularan la menor masa en la prótesis, se seleccionaron los materiales antes mencionados, principalmente por el factor de seguridad mínimo obtenido, dado que, con éste, más el redondeo que se le realizó al factor de carga dinámica al momento de calcular la fuerza que se ejercería en la prótesis, hacen que el diseño sea más confiable.

Como se mencionó, dentro de la selección de las medidas de la prótesis, en la metodología de diseño, se utilizó una media de las masas mostradas dentro de la Tabla 5 como parámetro para el diseño de esta prótesis y a manera de observar cómo se comportarían los materiales seleccionados con la masa del percentil 95, lo que significaría que podría ser utilizada por el 90% de la población, utilizamos la ecuación 17 para variar el parámetro de la masa a 88.7 [kg] y obtuvimos:

$$\begin{aligned} \text{Si: } m &= 88.7 \text{ [kg]} \\ g &= 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] \\ FC_{dyn} &= 3 \end{aligned}$$

$$F_{Tot} = 88.7 \text{ [kg]} * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] * 3 = 2610.441 \text{ [N]}$$

Esta fuerza es la que se utilizó dentro del nuevo análisis de elemento finito como la entrada generada por la carrera producida por el usuario, al haber cambio en la Fuerza Total, también cambiaron las fuerzas de reacción, las cuales resultaron:

Tabla 46: Fuerzas de Reacción para una masa de 88.7 [kg]

Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción [N]	-1026.93	-2324.68	-0.344215	2541.4

Al igual que con el primer análisis la mayor cantidad en la fuerza de reacción está sobre el eje Y además de que es notorio su aumento junto con la reacción en X debido a la componente que generó la fuerza aplicada. También en este caso tomaremos la componente en Z como 0 por simplificación, por esta razón redondeamos el dato de la resultante en 2541 [N].

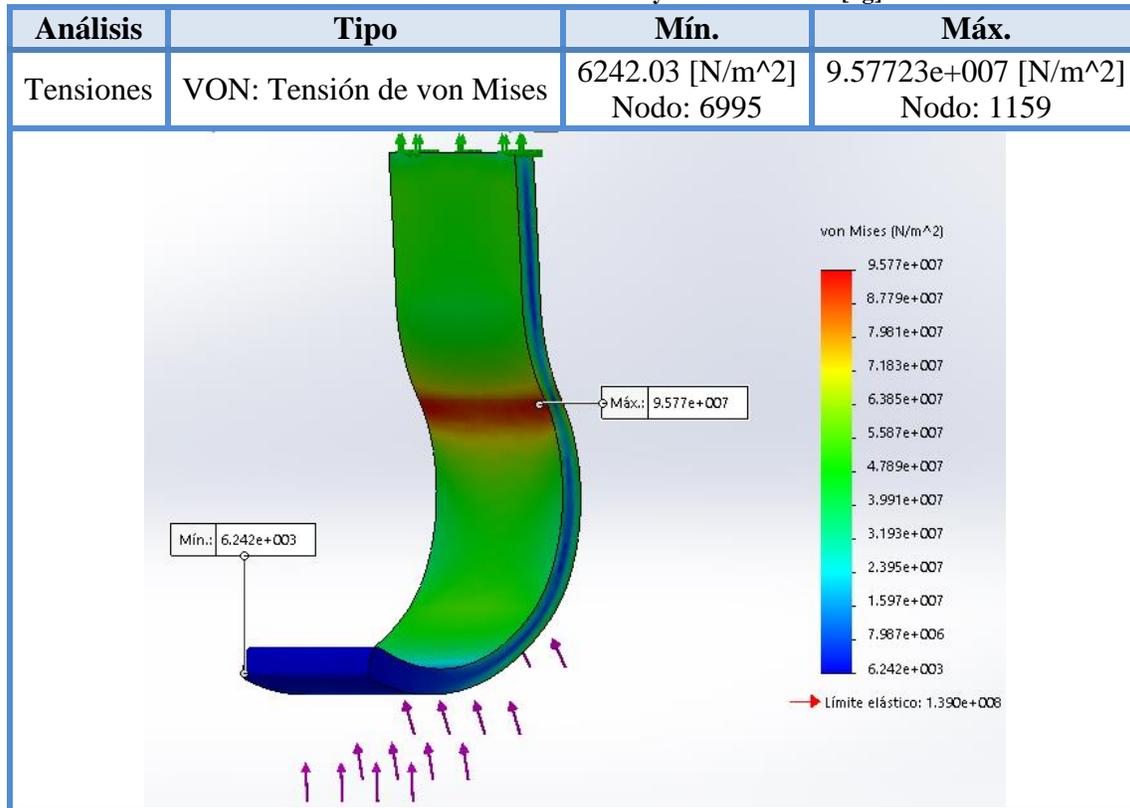
Debido a que se consideraron estos análisis en una sola prueba para saber cuánto pueden variar los resultados obtenidos con respecto a los primeros análisis realizados y para saber si las actuales dimensiones aún serían funcionales con la variación de la masa, se utilizó una discretización pobre dentro del mallado del análisis (10 [mm] de tamaño máximo de elemento) y los resultados fueron los siguientes:

Nylon 6/10

Los datos de la masa y peso de la prótesis siguen siendo exactamente los mismos, ya que no se cambió ninguna de las propiedades del material al realizar el siguiente análisis.

Para realizar el análisis se fijó la misma cara de la prótesis y con eso se garantizó que el análisis tuviera las mismas restricciones que el pasado.

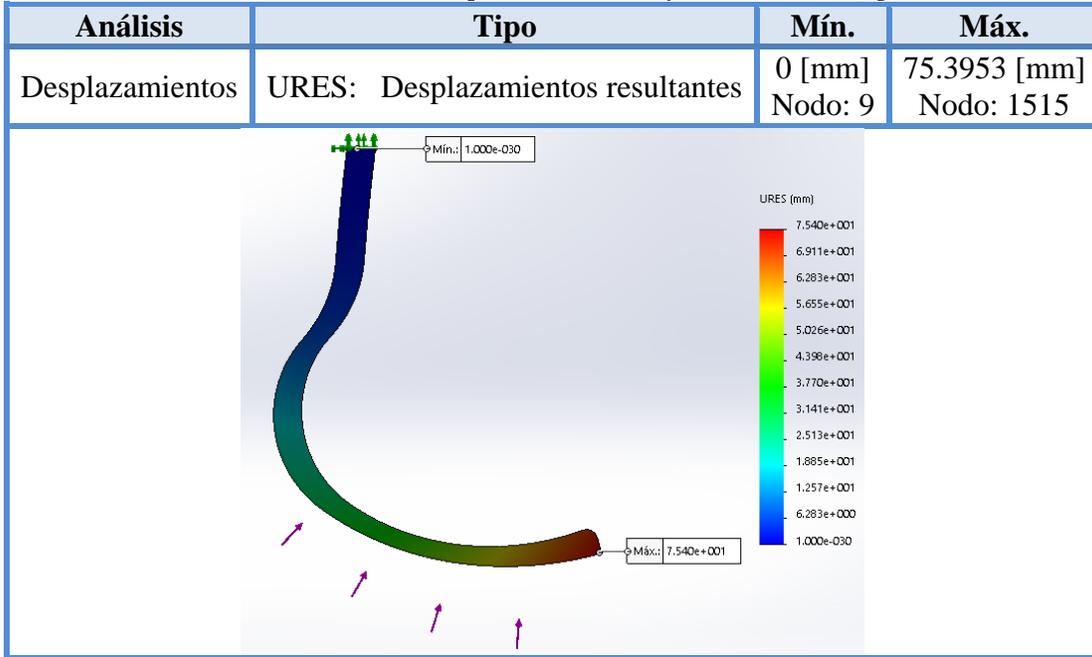
Tabla 47: Análisis de Tensiones con Nylon 6/10 con 88.7 [kg]



En este caso la tensión máxima obtenida sigue siendo menor al límite elástico del material, por lo que podemos adelantar que aunque la fuerza total ejercida en la prótesis haya aumentado, el material no fallará. Debido a que la tensión máxima aumentó, el factor de seguridad mínimo se verá reducido en comparación con el mostrado en el primer análisis.

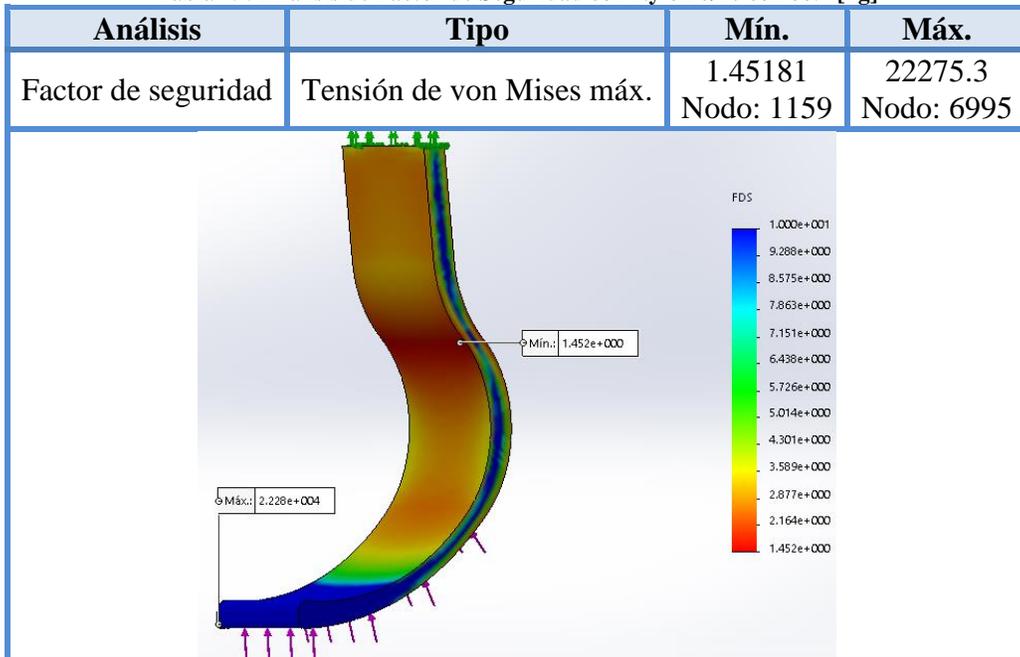
En el análisis con 68.2 [kg] la tensión máxima fue alrededor de 73 [MPa] y al aumentarle 20.5 [kg] a la masa del usuario se obtuvo un resultado de 96 [MPa], por lo tanto el aumento fue de aproximadamente 23 [MPa].

Tabla 48: Análisis de Desplazamientos con Nylon 6/10 con 88.7 [kg]



Ya que la tensión máxima aumentó, es lógico que el desplazamiento máximo también aumente y eso es correcto de 57 [mm] a 75 [mm], es decir, se desplazó 18 [mm] más al aumentar 20.5 [kg].

Tabla 49: Análisis de Factor de Seguridad con Nylon 6/10 con 88.7 [kg]



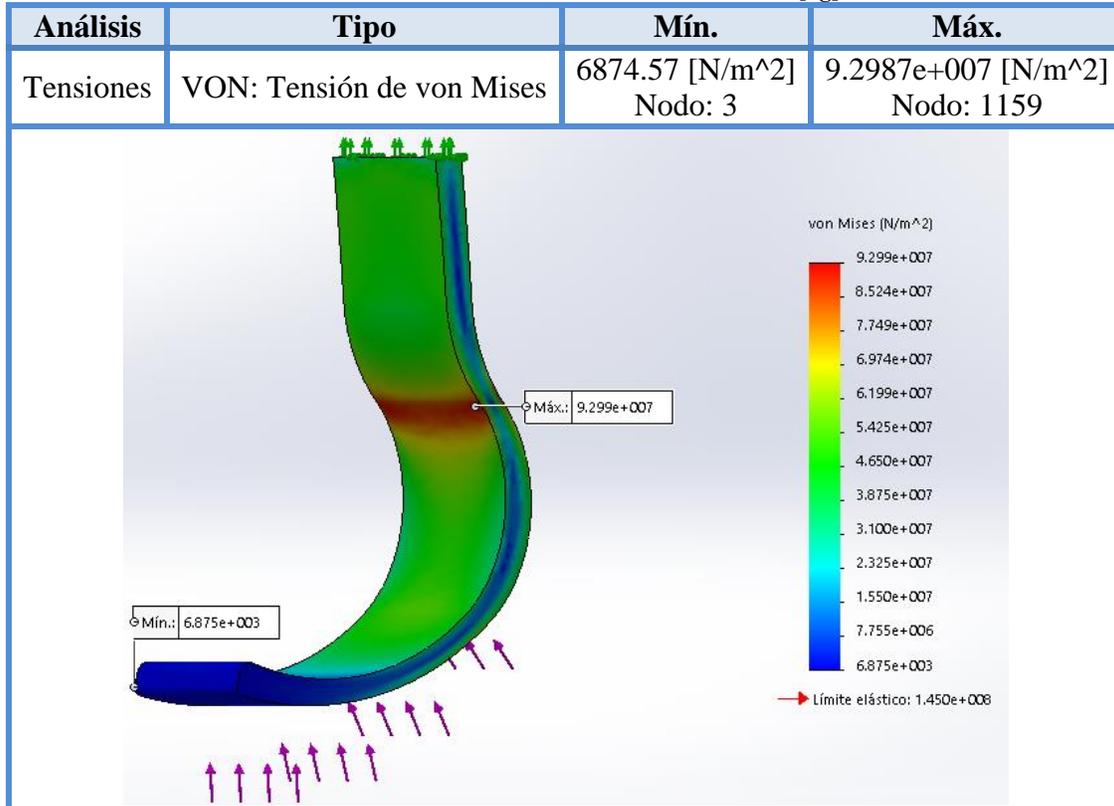
El factor de seguridad mínimo, como se comentó en el análisis de tensiones, se vio reducido y dado que el valor no es menor a 1, podemos decir que el dispositivo no fallará, de manera que una persona de 88.7 [kg] podrá utilizar la prótesis.

PPS

Los datos de la masa y peso de la prótesis siguen siendo exactamente los mismos, ya que no se cambió ninguna de las propiedades del material al realizar el siguiente análisis.

Para realizar el análisis se fijó la misma cara de la prótesis y con eso se garantizó que el análisis tuviera las mismas restricciones que el pasado.

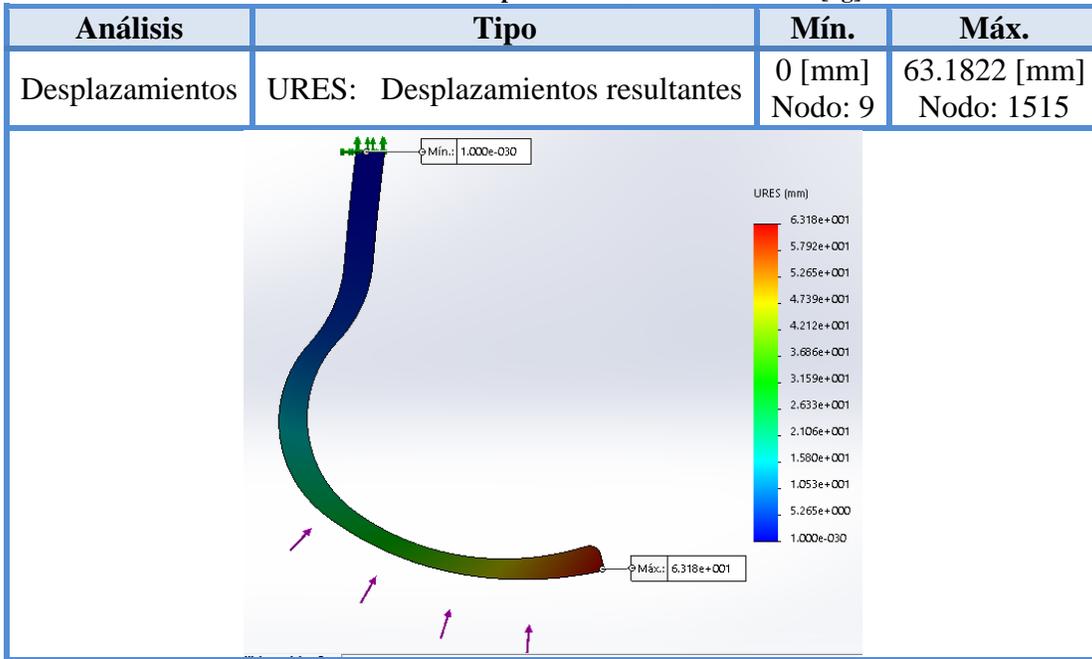
Tabla 50: Análisis de Tensiones con PPS con 88.7 [kg]



Al igual que con el Nylon 6/10 la tensión máxima aumentó, pero aun así no sobrepasó el límite elástico del material, así pues, podemos adelantar que con este material tampoco fallará pero que también el factor de seguridad se verá reducido en cierto porcentaje.

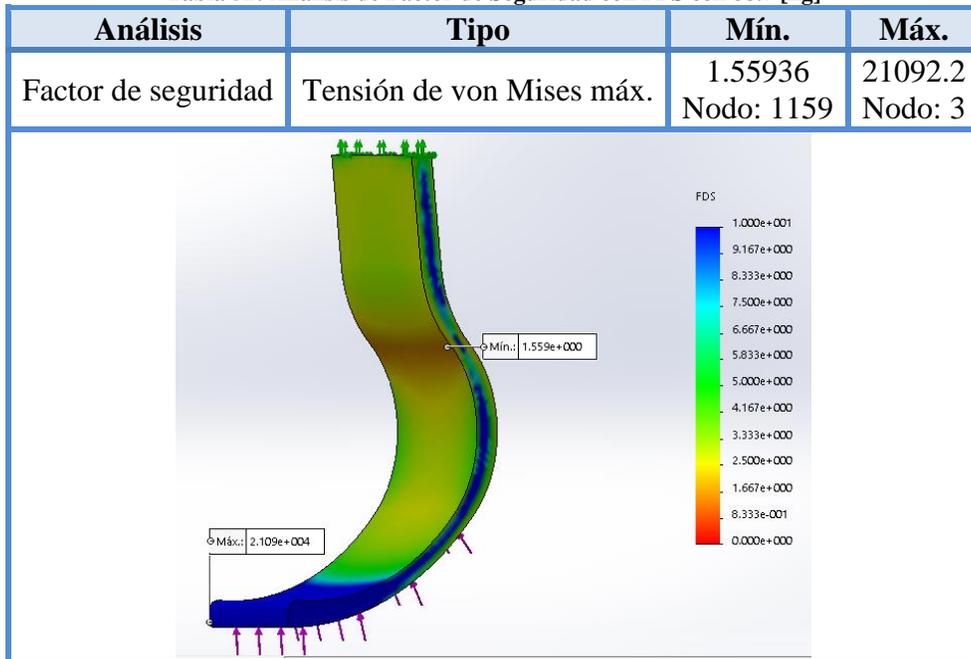
En el análisis con 68.2 [kg] la tensión máxima fue alrededor de 71 [MPa] y al aumentarle 20.5 [kg] a la masa del usuario se obtuvo un resultado de 93 [MPa], en consecuencia, el aumento fue de aproximadamente 22 [MPa].

Tabla 51: Análisis de Desplazamientos con PPS con 88.7 [kg]



En el rubro del desplazamiento máximo también hubo un aumento, de los 48 [mm] en el análisis anterior, a los 63 [mm] con 88.7 [kg], lo que hizo que aumentara 15 [mm].

Tabla 52: Análisis de Factor de Seguridad con PPS con 88.7 [kg]



Como se intuyó en el análisis de tensiones, el factor de seguridad mínimo se redujo, fue alrededor de un 25% con el aumento de 20.5 [kg], pero eso no hizo que fuera menor a 1, de manera que el diseño sigue siendo confiable en este aspecto y podemos deducir que no fallará.

Tabla 53: Tabla Comparativa de Resultados con 88.7 [kg y] tamaño máximo de elemento de 10 [mm]

Material	Módulo Elástico [MPa]	Límite Elástico [MPa]	Masa [kg]	Tensión Máxima [MPa]	Desplazamiento Máximo [mm]	Factor de Seguridad Mínimo
Nylon 6/10	8300	139.043	1.75803	95.7723	75.3953	1.45181
PPS	9610	145	1.97151	92.987	63.1822	1.55936

En la tabla anterior se muestran los resultados que ya se mencionaron y aunque no se hizo el análisis con una discretización adecuada, podemos decir que si se realizara un análisis con un tamaño de elemento máximo más pequeño, los resultados no variarían mucho, por lo que, como se mencionó con los resultados del análisis realizado con la primera masa del usuario, el factor de seguridad hace pensar que el diseño no fallará, aunque es menor que con la primera masa, pero si debemos seguir considerando de igual manera el redondeo dentro del factor de carga dinámica.

Con esto, se da por concluido este trabajo, dejando fijada una geometría con medidas antropométricas de ciudadanos mexicanos, realizando una simplificación de la fuerza que una persona aplicaría a la prótesis y con eso, se plantearon dos alternativas de materiales para su manufactura, indicando mediante su factor de seguridad que estas no fallarían asegurando que un 90% de la población podría usarlo.

XX. TRABAJO A FUTURO

Como se mencionó en la metodología de diseño, no se realizaron los últimos dos puntos de dicha metodología, de manera que para volver esta idea realidad se deben completar esos dos puntos y también ver si hay necesidad de mejorar algo de lo ya propuesto. Por lo que se propone realizar las siguientes actividades para así lograr el fin deseado.

- Obtener medidas antropométricas más recientes y con más variedad de la población mexicana.
- Realizar una caracterización adecuada del material a utilizar, dado que no existen tablas con todos los datos que requiere el software de elemento finito para realizar el análisis.
- Determinar el método de manufactura más adecuado dependiendo del material.
- Fabricar un prototipo y realizarle pruebas (Usar diferentes materiales y hacer una matriz de decisión dependiendo de los resultados).
- Una vez conocido el material a utilizar y el método de manufactura adecuado, optimizar la geometría.
- Implementar telemetría en las pruebas (Sensores de desplazamiento en la prótesis y presión dentro del socket)
- Hacer un diseño del socket adecuado para sujetar ésta prótesis.
- Desarrollar el producto final y buscar una comercialización adecuada.

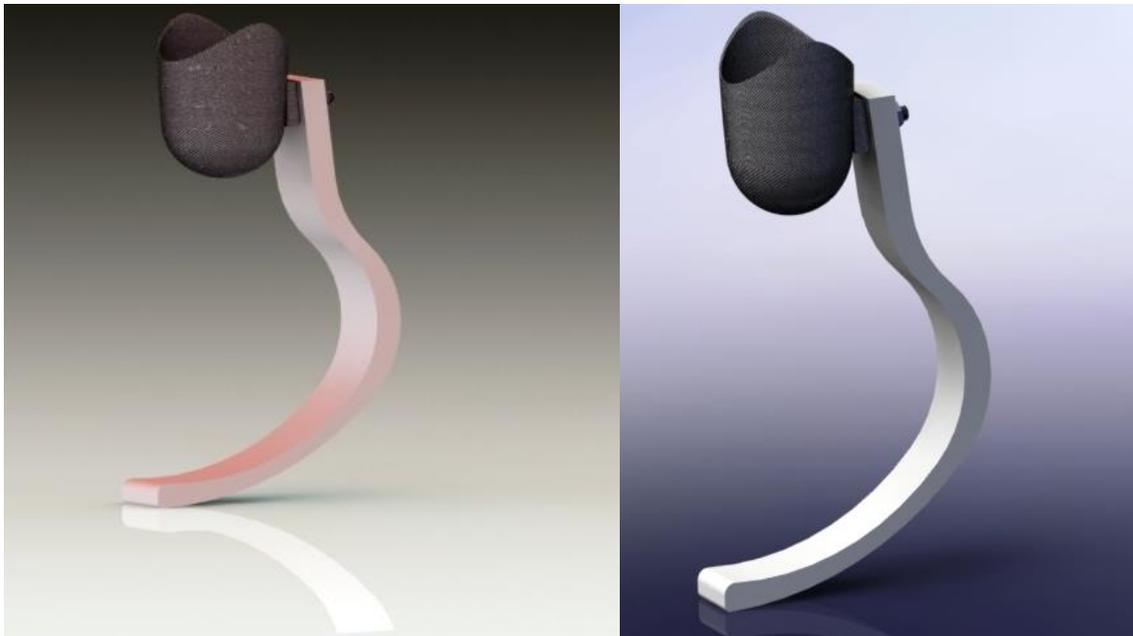


Ilustración 49: Ideas del Producto Final

XXI. CONCLUSIONES

Los objetivos generales y particulares que se plantearon al inicio de este trabajo se cumplieron en las diferentes fases del diseño de la prótesis que era el objetivo general. Para determinar las fuerzas que un atleta generaría en la prótesis, primero se hizo una primera iteración analizando el andar con el pie y ya después de hacer varias simplificaciones se llegó a la idea final de cómo se aplicaría la fuerza dentro de la prótesis además del análisis dinámico. Para lograr el objetivo de simular el comportamiento de la prótesis, se utilizó el análisis de elemento finito para obtener con varios materiales ese comportamiento y así es como se escogieron las dos mejores opciones para manufacturar la prótesis y esto engloba también parte del objetivo general de selección de material.

Los materiales seleccionados fueron el Nylon 6/10 y el PPS (polisulfuro de fenileno), debido a que se comprobó mediante los análisis realizados, que debido a sus propiedades físicas, serían la mejor opción de manufactura de la prótesis, dado que con ellos se plantea que no existiría una falla, incluso cuando se le hicieron pruebas a los materiales con el peso que representa el 95% de la población mexicana, el factor de seguridad mínimo fue mayor a 1, de manera que el diseño sería viable para el 90% de la población.

Es importante mencionar que toda la formación que recibí a lo largo de 5 años de enseñanza me ayudó a realizar este trabajo, desde la proyección de fuerzas, que es una suma de lo visto en Geometría Analítica de 1^{er} semestre más Estática de 2^o semestre, el poder realizar un diseño en CAD es parte de Dibujo Mecánico e Industrial de 3^{er} semestre y Diseño y Manufactura Asistido por Computadora de 8^o semestre. Esto nos enseña que lo que llamamos Ciencias Básicas está dentro de todo y es importante entender lo básico para poder continuar con temas más avanzados.

En conclusión, el contar con una prótesis deportiva accesible para los atletas amateurs, hace de esta prótesis un elemento de inclusión de personas amputadas a la sociedad, en especial a eventos deportivos.

En lo personal quedo satisfecho con el trabajo realizado, me dio la oportunidad de conocer una rama de la ingeniería en la cual no había estado en contacto, pero que siempre tuve curiosidad de ella, de la cual aprendí a poder entrevistar a una persona amputada con los términos correctos y así no entrar en controversias o malos entendidos que muchas veces llegan a suceder dentro de esta área, pero sobre todo, me llena de emoción saber que este trabajo podría ayudar a un sector de la sociedad que no siempre es tomado en cuenta a mejorar su calidad de vida, pero sobre todo a ser más felices por medio del ejercicio.

XXII. REFERENCIAS

1. El Cairo, Egipto-Madrid, España (2007). "Descubren en Egipto la prótesis más antigua del mundo". El Mundo: <http://www.elmundo.es/2007/07/27/ciencia/1185518042.html>.
2. "Prótesis ortopédicas en el antiguo Egipto..." (2012): <http://www.ihistoriarte.com/2012/10/Protesis-Egipcias/>
3. "Breve historia de las prótesis desde la antigüedad hasta nuestros días" (2013). El Blog de la Salud: <http://www.elblogdelasalud.es/breve-historia-de-las-protesis/>
4. "A brief story of prosthetics". InMotion, Volume 17, Issue 7 (2007). Kim Norton: http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.html
5. "Paralympic Athletes: Equipped for Success". InMotion, Volume 14, Issue 3 (2004). Mel Cheskin: http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/may_jun_04/paralympic.html
6. "Una prótesis deportiva para deportistas aficionados con ambiciones". Ottobock®: <http://www.ottobock.es/protesica/miembro-inferior/articulaciones-de-rodilla/sistema-de-pr%C3%B3tesis-para-correr/index.html>
7. "Prosthetic Primer: Putting Your Best Foot Forward". InMotion, Volume 10, Issue (November/December 2000). Scott Sabolich: http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_00/prosth.html
8. "Análisis de las características biomecánicas de una prótesis Cheetah®" (14 de Mayo del 2015). Funny Biomechanics: http://usjfunnybiomechanics.blogspot.mx/2015/05/analisis-de-las-caracteristicas_14.html
9. "Flex-Foot Cheetah®" (Össur®): <http://www.ossur.es/soluciones-protesicas/productos/sport-solutions/cheetah>
10. "Atletismo" Comité Paralímpico de Chile. http://www.paralimpico.cl/?page_id=38
11. "Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, motion and deformation" (Páginas 101 y 102). PhD Nihat Özkaya y Dr. Sci. Margareta Nordin (1991).
12. "Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences" Clin Orthop. Winter DA (1983)
13. "The forces and moments in the leg during level walking" Trans ASME. Bresler B, Frankel JP. (1950)
14. "Ciencia e ingeniería de materiales" Donald R. Askeland, Pradeep P. Fulay, Wendelin J. Wright.
15. "Mechanical Engineers' Handbook: Materials and mechanical design" Franklin E. Fisher (2006)
16. "Materials Selection in Mechanical Design" Ashby, M.F. Butterworth Heinemann: Oxford. (1999)
17. "Análisis Estructural del Bastidor de Truck del Conjunto Chasis de Bogie de los Vagones del Transporte Colectivo" Meneses A. A. (2006)
18. "Anatomía con orientación clínica" (Páginas 635-706). Moore, K. (2006).
19. "Claves para comenzar a correr. Parte 6". Axpe Consulting: <https://axpeconsultingatletismo.com/tag/lesiones/>
20. "Barefoot Running" (2014). Grab my Essay: <http://www.grabmyessay.com/samples/barefoot-running>

21. “*El Tensor de la Fascia Lata: Víctima o Verdugo del desequilibrio artromuscular*”. Centro Terapéutico, Cappellini et. al, 2006; Simoneau, 2012: <http://www.francesccaparro.com/el-tensor-de-la-fascia-lata-victima-o-verdugo-del-desequilibrio-artro-muscular/>.
22. “*Amputación infracondilea Prótesis Rehabilitación*”.SlideShare: “El Tensor de la Fascia Lata: Víctima o Verdugo del desequilibrio artromuscular”. Centro Terapéutico, Cappellini et. al, 2006; Simoneau, 2012: <http://www.francesccaparro.com/el-tensor-de-la-fascia-lata-victima-o-verdugo-del-desequilibrio-artro-muscular/>.
23. “*Introducción al Método del Elemento Finito*” <http://www.geociencias.unam.mx/~ramon/mecsol/Tema7.pdf>
24. “*Cuánto pesa cada parte de tu cuerpo*” (7 Abril 2016) <http://radiohrn.hn/1/noticias/cu%C3%A1nto-pesa-cada-parte-de-tu-cuerpo>
25. “*ABS PC*” <http://www.producto3d.com/abs/pc>
26. “*FDM Nylon 12 PRODUCTION GRADE THERMOPLASTIC FOR FORTUS 3D PRODUCTION SYSTEM*” http://usglobalimages.stratasys.com/Main/Files/Material_Spec_Sheets/MSS_FDM_Nylon12.pdf