



Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla
Centro Interdisciplinario de Posgrados
Investigación y Consultoría
Departamento de Ingeniería Industrial y Tecnologías de
Información
Maestría en Ingeniería Biomédica

Adaptabilidad de un paciente a una prótesis transtibial diseñada con
bases anatómico-funcionales

Tesis que para obtener el Grado de Maestro
en Ingeniería Biomédica

Presenta

Rafael Ventura Rangel Malo



UPAEP – Secretaría General

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyla**

Tesis Digitales Restricciones de uso:

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

El uso de textos, imágenes, gráficas, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA

A Dios que me ha brindado la posibilidad de crecimiento como persona y de superación en el ámbito de la investigación.

A mis padres que me han dado un gran apoyo durante toda mi vida y me han dado bases éticas y morales para buscar el servicio hacia los demás.

A mis hermanos que siempre me han impulsado durante toda mi vida y por el ánimo en todo mi proceso de aprendizaje, siendo entre tanto, mi propia sangre y compañeros de camino.

Y principalmente a la dueña de mi corazón que he soñado toda la vida, que con mi Angelito me guían y me cuidan en todo momento, y que me dan la oportunidad de crecer a pesar de las tormentas.

AGRADECIMIENTOS

A Sergio Blanno García, por ser un gran amigo, por todo el tiempo que pasamos juntos elaborando esta investigación y por el apoyo en mi sendero durante esta etapa.

A Manuel González Pérez por el apoyo y la colaboración en este proyecto de investigación y en mis estudios de posgrado, así como por su visión de triunfador.

A todos mis maestros y compañeros de la maestría por servir como ejemplo, consejo y modelo para alcanzar mis metas durante este lapso de tiempo.

Gracias a mis ex alumnos de la materia de Anatomía Aplicada en Ingeniería Biónica que sin ellos no hubiera podido alcanzar las metas de este trabajo; gracias Ángel, Bernardo, Enrique, Francisco, Mariana, Mauricio, Rafael, Ramón, Sergio y Yahaira.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN

ABSTRACT

INTRODUCCIÓN i

CAPÍTULO 1. PROPÓSITO Y ORGANIZACIÓN 1

1.1	Planteamiento del problema	1
1.2	Propósito de la investigación	4
1.3	Objetivo general	4
1.4	Objetivos específicos	5
1.5	Justificación de la investigación	6
1.6	Viabilidad	7
1.7	Limitaciones	7
1.8	Organización del estudio	8

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO 9

2.1	Biomecánica de la locomoción humana	10
2.1.1	Definición de biomecánica y locomoción	11
2.1.2	Aplicación de la biomecánica humana	12
2.1.3	Biomecánica en la vida diaria	13
2.1.4	La estructura del cuerpo	14
2.1.5	Analogía de algunos componentes del cuerpo con materiales	23
2.1.6	Biomecánica y la antropometría	24
2.1.7	Ejes y grados de libertad	25
2.1.8	Biomecánica de la marcha	27
2.1.9	Biomecánica de la marcha y la física	27

2.1.10 Las articulaciones, sus ejes de movimiento y sus grados de libertad relacionados con la marcha	30
2.1.11 Aplicaciones de la biomecánica de la locomoción humana	34
2.1.12 Aplicación de la biomecánica en los deportes	35
2.1.13 Prevención de accidentes	36
2.1.14 Aplicaciones en la rehabilitación	37
2.1.15 Aplicaciones en el entorno del individuo	39
2.2 Anatomía-funcional de la región transtibial-pedia	40
2.2.1 Tejido óseo regional	41
2.2.2 Tejido muscular regional	47
2.2.3 Principal inervación de la región	50
2.2.4 Articulaciones y otras estructuras	51
2.3 Prótesis transtibial	51
2.3.1 Componentes de una prótesis transtibial	52
2.3.2 La adaptabilidad paciente-prótesis	64
 CAPÍTULO 3. METODOLOGÍA	 75
3.1 Encuestas	76
3.1.1 Comparación de resultados con el CREE DIF Estatal de Puebla	77
3.1.2 Otros datos obtenidos	80
3.2 Disecciones	91
3.2.1 Disección 1: Tobillo medial	91
3.2.2 Disección 2: Tobillo lateral	94
3.2.3 Disección 3: Funcionalidad del tobillo	98
3.2.4 Obtención de huesos para la descripción anatómica	101
3.2.5 Aspectos prácticos para la construcción de una prótesis transtibial	101
3.3 Despiece de la prótesis	102
3.3.1 Diseño gráfico con Solid Works	102
3.3.2 Construcción de la estructura interna del pie protésico	104
3.3.3 Construcción de la pierna y ensamblaje	106
3.4 Procedimiento de fabricación de la cuenca o socket	112
3.5 Pruebas mecánicas del prototipo	117
3.5.1 Primer paciente o paciente A	118

3.5.2 Segundo paciente o paciente B	121
3.5.3 Análisis clínico de la biomecánica de la marcha basado en las pruebas de funcionalidad inicial	124
3.6 Prueba final del funcionamiento de la prótesis propuesta	125
3.6.1 Prueba final de la prótesis transtibial en el paciente A	126
3.6.2 Análisis clínico de la biomecánica de la marcha basado en las pruebas de funcionalidad con inclinación	128
 CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES	 134
4.1 Conclusiones relativas a los objetivos específicos y al general	134
4.2 Aportaciones originales	135
4.3 Límites del modelo planteado	136
4.4 Recomendaciones para futuros estudios	136
 REFERENCIAS	
 ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Mapa del Marco Teórico	9
Figura 2. Hueso: Tibia	41
Figura 3. Hueso: Tibia izquierda, Peroné derecha	42
Figura 4. Huesos del pie, vista inferior	43
Figura 5. Huesos del metatarso	46
Figura 6. Huesos falanges: proximal, medio y distal	47
Figura 7. Áreas de presión del socket sobre el muñón	69
Figura 8. Diseño PTB	69
Figura 9. Áreas intolerantes a la presión	71
Figura 10. Transmisión de fuerzas	72
Figura 11. Piel Íntegra	91
Figura 12. Disección tejido celular subcutáneo e identificación de estructuras inmediata	91
Figura 13. Disección e Identificación de tendones	92
Figura 14. Corte de tendones y ligamentos identificados	92
Figura 15. Disección y corte de los tendones de la región anterior del tobillo	92
Figura 16. Liberación de la cápsula sinovial	92
Figura 17. Visualización de rebordes óseos y ruptura de cápsula sinovial	93
Figura 18. Cierre por capas con sutura de piel	93
Figura 19. Corte de piel	94
Figura 20. Disección de piel y tejido celular subcutáneo	94
Figura 21. Identificación de estructuras superficiales	95
Figura 22. Disección del plano medio e identificación de estructuras	95
Figura 23. Identificación de estructuras y sus funciones	95
Figura 24. Disección de los tendones	95
Figura 25. Identificación de estructuras en plano profundo y disección	96
Figura 26. Identificación de las funciones de estructuras del plano profundo	96
Figura 27. Identificación del tendón de "Aquiles", del gastrocnemio	96
Figura 28. Disección y corte del tendón de "Aquiles"	96
Figura 29. Identificación de los rebordes óseos y de la cápsula sinovial	97
Figura 30. Disección de la cápsula sinovial	97
Figura 31. Cierre por planos	98

Figura 32. Sutura de la piel	98
Figura 33. Disección: Movimientos del tobillo y del pie durante la marcha	99
Figura 34. Disección: Movimiento medio lateral del pie y del tobillo (vista medial)	100
Figura 35. Disección: Movimiento medio lateral del pie y del tobillo (vista anterior)	100
Figura 36. Diseño gráfico del pie protésico	102
Figura 37. Diseño gráfico de los ortijos	103
Figura 38. Prototipo gráfico de la prótesis transtibial	103
Figura 39. Prototipo gráfico y las fases de la marcha	104
Figura 40. Diseño de madera para el calcáneo	105
Figura 41. Ortejos de Sintra	105
Figura 42. Uso del torno para la construcción del segmento de la pierna	106
Figura 43. Ensamblaje y acabado final	107
Figura 44. Simulación con el prototipo mecánico de la biomecánica de la marcha	107
Figura 45. Sistema piramidal de alineación aprobado por la ISPO	109
Figura 46. Sistema piramidal de alineación maquinado en México	109
Figura 47. Ensamblado del pie protésico resultante con el sistema piramidal aceptado por la ISPO	110
Figura 48. Obtención del molde de yeso	111
Figura 49. Molde con acabado interno	111
Figura 50. Espuma de poliuretano	111
Figura 51. Extracción del pie de espuma	112
Figura 52. Corte del pie de espuma que explica la posición de la estructura interna del pie protésico	112
Figura 53. Protuberancias propias del muñón	112
Figura 54. Marcas de las protuberancias para las impresiones	113
Figura 55. Molde negativo del muñón	113
Figura 56. Muñón de yeso	114
Figura 57. Muñón de yeso con las protuberancias definidas	114
Figura 58. Eliminación de relieves defectuosos	114
Figura 59. Recubrimiento del muñón de yeso con fibra de vidrio	115
Figura 60. Laminación del socket con resina poliéster	115
Figura 61. Medición del socket ya ensamblado con el sistema piramidal	116
Figura 62. Fusión de conceptos del socket	117
Figura 63. Prototipo mecánico de la prótesis	117

Figura 64. Paciente con la prótesis previa donde se aprecia la deformidad en las extremidades	118
Figura 65. Medición de la prótesis	119
Figura 66: El paciente utilizando la prótesis propuesta en esta investigación Alineación 90° respecto del miembro residual	120
Figura 67. Marcha con la prótesis alineada	120
Figura 68. El paciente ejecutando el proceso de marcha con la prótesis propuesta	122
Figura 69. Paciente utilizando la prótesis propuesta desde una vista anterior	123
Figura 70. La plasticidad del paso con la prótesis se conserva	124
Figura 71. Fase de despegue del pie protésico	125
Figura 72. Prótesis mecánica transtibial propuesta	125
Figura 73. Alineación de la prótesis mediante péndulos	126
Figura 74. Paciente en bipedestación con el uso de la prótesis propuesta	126
Figura 75. Prueba de la prótesis en superficie plana, primeros pasos de adaptabilidad	128
Figura 76. Prueba de la prótesis en superficie plana con cambio de terreno	129
Figura 77. Serie de la marcha con el uso de la prótesis durante el descenso de una pendiente	130
Figura 78. Cambio de inclinación, rotación sobre su propio eje	131
Figura 79. Serie de la marcha con el uso de la prótesis durante el ascenso de una pendiente	132
Figura 80. Revisión de la prótesis posterior al estrés dinámico de la marcha del paciente	133

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Información porcentual comparada del CREE DIF de Puebla con el estudio actual	79
Gráfica 2. Edades actuales de los pacientes	80
Gráfica 3. Edad de inicio del padecimiento	81
Gráfica 4. Total porcentual por causa de inicio del padecimiento	82
Gráfica 5. Porcentajes de lesión de extremidad superior e inferior según sexo	83
Gráfica 6. Porcentajes de las causas del padecimiento según sexo	84
Gráfica 7. Porcentajes de causas de amputación del miembro inferior	85

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Músculos de la pierna	47
Tabla 2. Músculos del pie	49
Tabla 3. Inervación de la región infrapatelar	50
Tabla 4. Análisis de prótesis de pie	61
Tabla 5. Niveles de actividad de los pacientes según TCMS	62
Tabla 6. Código de niveles funcionales de Medicare	74
Tabla 7. Comparación entre datos del CREE Puebla y el Estudio presente	77
Tabla 8. Edades actuales de los pacientes	80
Tabla 9. Edad de inicio del padecimiento	81
Tabla 10. Causas de amputaciones y/o lesiones por edad de inicio del padecimiento	81

RESUMEN

Problema: Existe una alta prevalencia en pacientes amputados del miembro inferior, muchos sin rehabilitación y sin uso de prótesis, y de contar con una, éstas no cubren del todo con las expectativas del paciente, por lo que este sector poblacional no se reincorpora fácilmente a la sociedad.

Objetivo: Estudiar características biomecánicas de la locomoción humana y características de adaptabilidad a prótesis de pacientes amputados con la finalidad de diseñar y construir, con un enfoque multidisciplinario, una prótesis de pierna mecánica a nivel transtibial que cumpla con las necesidades básicas y prácticas del paciente.

Alcances y limitaciones: La investigación se realizó en 2009, en los laboratorios de la UPAEP, y las pruebas funcionales en el DIF-Estatal Xalapa, Veracruz. Sujeto a los recursos de los investigadores y la disponibilidad de los pacientes.

Material y método: Se realizó en 6 rubros, se inició con una encuesta de 23 incisos, que fueron aplicadas a 60 pacientes amputados habitantes del Estado de Puebla seleccionados en forma aleatoria. Se realizaron 5 disecciones en cadáver de la región en estudio; se produjo el despiece de la prótesis así como la construcción individualizada del socket a partir de la fusión del PTB y KMB, y se hicieron pruebas con las prótesis en 2 pacientes previamente examinados.

Resultados: Se encontró que el 80% de los pacientes fueron amputados del miembro inferior, 35% no usan prótesis, con mayor prevalencia en la edad productiva. Teniendo como principales causas de amputación, accidentes y pie diabético. Refiriendo como principales ventajas del uso de las prótesis, seguridad, movilidad y funcionalidad, encontrando como defectos principales, biomecánica, estética y peso inadecuados, costos elevados e inadecuado ajuste sobre el muñón ocasionando lesiones. En las disecciones se encontró que es indispensable un sistema de mecedora, uno de muelleo, amortiguación, y flexibilidad en la región de los ortijos para favorecer la dinámica. Se comprobó que el tobillo requiere movimientos discretos en forma lateral y medial. Las prótesis obtenidas fueron adecuadamente toleradas y cubrieron con las necesidades básicas de los pacientes.

Conclusiones: Se cubrieron todos los objetivos y se propuso una nueva metodología para el diseño y construcción de prótesis.

SUMMARY

Problem: There's a high prevalence of amputees patients of the inferior limb, many without rehabilitation nor use of prosthesis, and who have one, the prosthesis do not cover absolutely with their expectations, reason why this population sector is not reincorporated easily to the society.

Objective: To study biomechanical characteristics of the human locomotion and characteristics of adaptability to prosthesis of amputees patient in order to design and to build, with a multidisciplinary approach, a mechanical leg prosthesis at transtibial level that fulfills the basic and practical needs of patients.

Reaches and limitations: The investigation was realized in 2009, in the UPAEP's labs, and the functional tests in the DIF-State, Xalapa, Veracruz. It was gotten with the resources of the investigators and the availability of the patients.

Material and method: It was realized in 6 headings, it began with a survey of 23 questions, that were applied to 60 amputees patients, residents of Puebla State in random form. 5 dissections were realized in the region of study; the pieces design of the prosthesis was done, as well as the individualized construction of sockets from the fusion of PTB and KMB concepts, and tests with the prosthesis in 2 patients previously examined were done.

Results: it was found that 80% of the patients were amputees of the inferior limb, 35% do not use prosthesis, with higher prevalence in the productive age. Found as main causes of amputation, accidents and diabetic foot. Referred as main advantages of the use of prosthesis, security, mobility and functionality, found as main defects, biomechanics, aesthetic and high weight, costs and inadequate adjustment on the trunnion causing injuries. In the dissections, it was found that it's necessary a "rocking chair system", a balance system, a cushion system, and flexibility in the region of the toes to improve dynamics. It was verified that the ankle requires discreet movements in lateral and medial form. The prosthesis obtained was tolerated and covered with the basic needs of the patients.

Conclusions: All the objectives were covered and a new methodology for the design and construction of prosthesis was gotten.

INTRODUCCIÓN

Como es de conocerse, existen diversos padecimientos en el ser humano que hacen necesaria la amputación del miembro pélvico, como por ejemplo, la Diabetes Mellitus y los traumatismos, entre otros; sin embargo, la problemática deriva en que a pesar del intento de estandarizar cirugías reconstructivas y de tratamiento, no se logra obtener resultados idénticos para todos los casos, recordando que existen enfermos y no enfermedades; de tal forma, que las amputaciones del miembro pélvico pueden llegar a ser a distintos niveles de acuerdo con la necesidad de cada individuo; una de ellas es la amputación a nivel transtibial que es el motivo de esta investigación.

Existen diversas formas de rehabilitación, entre ellas se encuentran las de origen médico y de éste, surgen varias perspectivas de acuerdo con el daño o en su caso el tipo de lesión de cada persona. Por tanto, hay distintos medios para resolver el problema de cada uno de ellos. De esta manera, ha sido indispensable conocer generalidades de la biomecánica de la locomoción humana e identificar las regiones anatómicas y funcionales involucradas para buscar su suplementación por medio de prótesis u otros dispositivos.

Siendo esto así, en el presente escrito se ha buscado la forma de impactar por distintos medios y nuevas iniciativas a la Rehabilitación generando una revolución en la Ingeniería tomando como consideraciones especiales distintas áreas del conocimiento como lo es la Medicina incluyendo la Epidemiología, Fisioterapia, Ingeniería Mecatrónica, Ingeniería Biónica e Ingeniería Biomédica.

Se han realizado un análisis exhaustivo de la literatura, encuestas a distintos pacientes con la finalidad de obtener sus prioridades y opiniones acerca de prótesis existentes como fin último de su rehabilitación la adaptabilidad a las mismas; también se realizaron disecciones sobre cadáver para obtener más fundamentos biomecánicos y de esta forma se diseñó una prótesis mexicana con tecnología simple y eficiente, misma prótesis que fue evaluada por fisioterapeutas, médicos e ingenieros y probada en 2 pacientes, mismos que emiten sus comentarios en algún lugar del estudio.

Se sugiere para comprensión de la lectura llevar un orden progresivo sobre el texto con la finalidad de rescatar los puntos más importantes de la lectura. Con el deseo de que sea de agrado de los investigadores expertos en el área a continuación se presenta el contenido del proyecto.

CAPÍTULO I

PROPÓSITO Y ORGANIZACIÓN

1.1 Planteamiento del problema

El ser humano como especie a través de los años ha sido agobiado por distintas enfermedades y padecimientos, mismos que han sido estudiados desde que se consideró que las enfermedades son resultado del desequilibrio ya sea ambiental, del individuo como persona, incluyendo la inmunidad y agentes genéticos, y agentes biológicos externos. Sin embargo, no se ha logrado combatir ese desequilibrio aún buscando la prevención de las enfermedades por distintos medios, por lo que como resultado se tienen enfermedades y complicaciones de las mismas.

Estos desequilibrios dentro del triángulo de la salud han llevado al ser humano entre tantas consecuencias a la pérdida o mal funcionamiento de órganos que lo componen como es el caso de las extremidades que en ocasiones han de ser amputadas o corregidas quirúrgicamente como lo es en el caso del desgaste articular o de las fracturas; lo que condiciona un deterioro sustancial en el área psicológica, económica, social y en ocasiones hasta moral del individuo en cuestión.

En particular, cabe recalcar que desde que se comienza a presentar el fenómeno de la amputación de las extremidades, se comienza a pensar en cómo se han de recuperar o sustituir; por lo que en los registros de la historia se menciona que en México se cuenta con una base de información de inducción a la tecnología protésica, iniciándose en la década de los 40's, con la llegada de prótesis extranjeras a México y las primeras pruebas en pacientes mexicanos para la rehabilitación de las capacidades perdidas.

En México hay actualmente más de 106 millones de habitantes, de los cuales se estima que hay aproximadamente un 3% del total de población que ha sufrido una amputación, y de ese 3% del total de amputados un 70% está relacionado con la Diabetes Mellitus (INEGI, Junio del 2008). Es importante recordar que estos valores pueden no ser la realidad de la situación en México debido a que muchos de los pacientes prefieren no ser discriminados y dejan a un lado sus funciones laborales, recreativas y de integración social escondiéndose en muchas ocasiones dificultando ser censadas lo que ocasiona que los datos no sean del todo veraces.

Hoy en día se sabe que no existe regla para las amputaciones por lo que se pueden encontrar individuos de todas las edades, grupos étnicos, sexo y condición social. Sin embargo, existen grupos más afectados como lo son las personas en edad productivas y otros grupos que conllevan una mayor morbilidad que son los extremos de la vida.

Una vez amputado un individuo requiere de terapias de rehabilitación para ser reincorporado a la sociedad, más sin embargo, es necesario contar con los medios adecuados incluyendo una prótesis con un excelente funcionamiento que cubra con las necesidades básicas del individuo. Desgraciadamente la mayoría de las prótesis y terapias de rehabilitación se consiguen a costos monetarios muy elevados, lo que dificulta a la reincorporación de la persona a sus actividades y predisponen una no tan buena calidad de vida.

De igual manera, además de los altos costos de la rehabilitación, el seguimiento en los pacientes en México no es el adecuado por diversos factores, lo cual no permite conocer si el paciente se ha adaptado funcionalmente a la prótesis y a sus actividades cotidianas.

Existen distintas prótesis que se definen como dispositivos cuyo objetivo es emular al miembro amputado y cuya construcción involucra dispositivos mecánicos simples o complejos. Las prótesis se pueden dividir de acuerdo al nivel de tecnología que poseen, ya sean mecánicas, electromecánicas y novedosamente mio-electromecánicas lo que según comentan los fabricantes esta combinación de tecnología las hace más eficientes pero con costos muy elevados dificultando su adquisición.

En la actualidad hay empresas e instituciones de gobierno que se dedican a la compra, fabricación y distribución de prótesis, un ejemplo claro de esto es el CREE-DIF Estatal de Puebla, que provee a los pacientes previamente evaluados y aprobados físicamente de las prótesis que necesiten para la rehabilitación de una función motriz perdida; sin embargo, estas instancias no se dan abasto, por lo que se requiere de la construcción de prótesis a bajos costos de producción que sean adecuadamente funcionales y fácilmente adquiribles.

✓ **Situación en el CREE-DIF Estatal de Puebla**

En el Estado de Puebla, México, en el Centro de Rehabilitación y Educación Especial, CREE, se creó una base de datos a partir de enero de 2005 que estableció por primera vez la licenciada Mari Limongi; ésta base esté enfocada únicamente para el área de terapia física y ortopedia de la institución, incluyendo la rama de órtesis y prótesis, con la cual se realizó un censo de la situación del centro para aquel entonces.

A partir de esa fecha hasta la presente, se han obtenido actualizaciones de esa misma base; sin embargo, por políticas del centro de rehabilitación, esa información no puede ser dada de forma precisa sin autorización de la dirección médica por lo que se obtuvieron datos generales de la misma.

Para Diciembre de 2009, existían 4047 pacientes en el área de terapia física, dentro de los cuales 138 pacientes sufrieron de algún tipo de amputación y/o usan algún tipo de prótesis, 37 mujeres y 101 hombres, acudiendo a consulta entre 40 y 50 pacientes actualmente.

Alrededor del 80% de la población amputada y/o con uso de algún tipo de prótesis, sin importar el género, fue afectada del miembro inferior. Y del total de la población amputada y/o uso de prótesis, se estima que alrededor del 40% de los pacientes no usa prótesis y la media poblacional se encuentra en edad productiva; por lo que se hace indispensable rehabilitar a este tipo de pacientes otorgándoseles una prótesis ya sea donada o vendida a bajo costo que cubra con sus necesidades

1.2 Propósito de la investigación

El proyecto de investigación que se presenta pretende demostrar que es posible diseñar y producir una prótesis totalmente mecánica, cuyo funcionamiento cubra con las necesidades básicas de ambulación e introducción al uso de prótesis a pacientes que han sufrido de una amputación a nivel transtibial proporcionándoles confort y les permitan conseguir una mejor calidad de vida en todos los ámbitos, tanto personal como de trabajo y otras esferas.

1.3 Objetivo general

Estudiar características biomecánicas de la locomoción humana y características de adaptabilidad a prótesis de pacientes amputados con la finalidad de diseñar y construir, con un enfoque multidisciplinario, una prótesis de pierna mecánica a nivel transtibial que cumpla con las

necesidades básicas y prácticas de ambulación de un individuo que le permita una rehabilitación y reincorporación a sus funciones cotidianas.

1.4Objetivos específicos

- a) Corroborar algunos datos estadísticos de la situación actual de pacientes amputados en el Estado de Puebla.
- b) Identificar factores que intervengan en la adaptabilidad paciente-prótesis.
- c) Identificar los factores básicos para la de ambulación incluyendo algunos conceptos generales de la biomecánica humana y anatomía de la región de interés.
- d) Analizar con bases bibliográficas y mediante disecciones la biomecánica de la marcha.
- e) Obtener puntos de referencia funcionales para el desarrollo de una prótesis transtibial con características anatómicas similares a las humanas.
- f) Establecer una relación mecánica útil para la aplicación de componentes en la prótesis.
- g) Contribuir con el despiece y construcción de componentes protésicos del miembro inferior.
- h) Adquirir valores antropométricos del paciente para el desarrollo del socket protésico y simetría en la de ambulación.

- i) Desarrollar un prototipo de socket protésico base para pruebas de funcionalidad adaptadas a un sistema tibial-pedio protésico.
- j) Realizar pruebas de funcionalidad y adaptabilidad del paciente ante la prótesis resultante propuesta.

1.5 Justificación de la investigación

Conveniencia. Es conveniente esta investigación debido a que de esta forma se puede comprobar que una prótesis mecánica puede ser lo suficientemente útil para la sustitución de un miembro pélvico; y además, puede servir para el entrenamiento y rehabilitación de la marcha eficiente de un paciente siguiendo bases biomecánicas.

Relevancia social. La transcendencia social y práctica consiste en que se podrán fabricar en serie y distribuir prótesis accesibles e individualizadas para resolver la situación actual y calidad de vida de pacientes amputados. Y de esta forma, llegar a cada paciente que vive esta realidad otorgándole en un tiempo corto un dispositivo que cubra con las necesidades de prácticas de ambulación, para que a largo plazo con base en este estudio se mejore la tecnología.

Valor teórico. Debido a que este estudio es de carácter experimental multidisciplinario, involucra distintas áreas del conocimiento generando y favoreciendo interacciones entre éstas.

Utilidad metodológica. Se pretende desarrollar un sistema de estudio útil para la creación de líneas de investigación aplicables a la adaptabilidad del paciente amputado ante una prótesis.

1.6 Viabilidad

La factibilidad en la realización de este estudio dependen de la obtención de recursos primariamente humanos; llámense pacientes con amputación transtibial para realizar las debidas pruebas de funcionamiento.

Secundariamente dependen de la obtención de los recursos económicos destinados para esta investigación, así como el instrumental y material a emplearse.

La presente investigación con respecto a la fase de pruebas ha sido facilitada gracias a la intervención de la Lic. Elvia Ruíz Cesáreo, quien por su gestión dentro de las diversas instancias relacionadas en Veracruz logró obtener la liberación de los servicios de salud de Xalapa, en particular el DIF Estatal Xalapa.

1.7 Alcances y limitaciones

Esta investigación se realiza de Mayo a Diciembre de 2009, en las instalaciones de los laboratorios de la UPAEP del área de Medicina, principalmente de disección y del área de ingeniería y se llevan a cabo las pruebas funcionales en el DIF Estatal Xalapa, Veracruz.

El presente estudio está sujeto a los recursos de los investigadores. Así como la disponibilidad de los pacientes para la realización de las pruebas.

1.8 Organización del estudio

El primer capítulo, se refiere al planteamiento de la oportunidad y a la organización de la investigación, en el cual se describe el propósito, se plantean los objetivos y la justificación del estudio, y se enmarcan los alcances y sus limitaciones.

En el siguiente capítulo, se presenta la revisión de literatura y su análisis para referenciar el estado del conocimiento y realizar un análisis de las investigaciones previas y de teorías relacionadas con el estudio para contextualizar la investigación y precisar las hipótesis de investigación existentes.

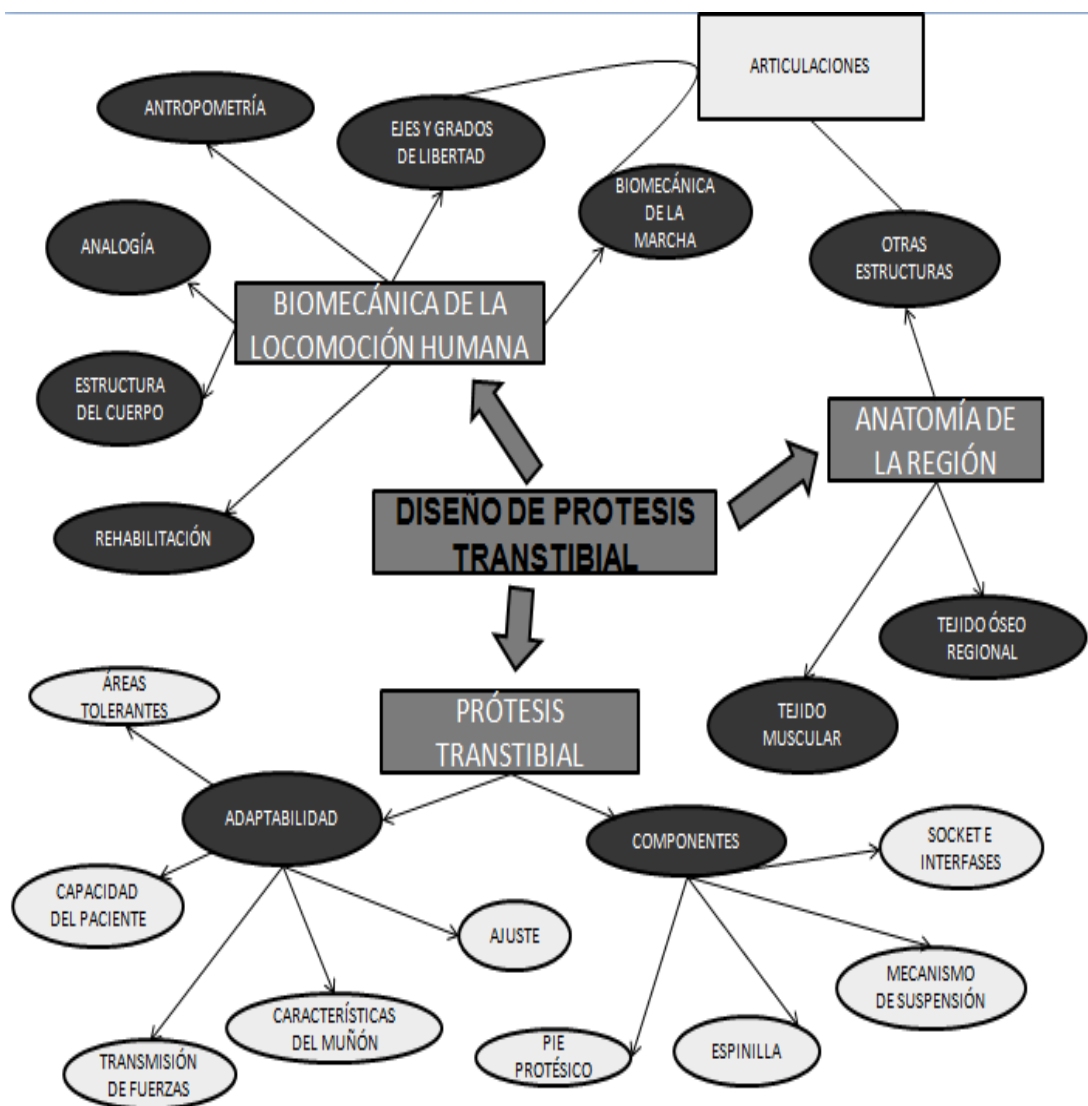
En el capítulo metodológico, se plantea el alcance y el tipo de investigación, se presenta el diseño de investigación que es experimental y las características del mismo. En este mismo capítulo se presentan los resultados y se realiza el análisis de los mismos.

Finalmente, se presenta el capítulo de conclusiones en el que se revisa el cumplimiento de los objetivos y la comprobación de las hipótesis. Se hacen recomendaciones y se dejan abiertas nuevas líneas de investigación.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

Figura 1. Mapa del marco teórico



Fuente: elaboración propia

2.1 Biomecánica de la locomoción humana

Uno de los aspectos fundamentales para la Medicina es la biomecánica de la locomoción que brinda un soporte conceptual para el estudio de nuevos métodos para mejoramiento de la calidad de vida de pacientes con secuelas motoras. Debido a que las secuelas en sí mismas pueden ser evitadas en muchas de las ocasiones y en otras no, cabe mencionar que el proceso de prevención se divide en tres etapas: la primera, que se encarga de promover, promocionar, educar y evitar que existan factores de riesgo para padecer alguna enfermedad; la segunda, que incluye la detección, diagnóstico oportuno y tratamiento adecuado, se encarga de dar, como su nombre lo dice, seguimiento al inicio desde sus primeras etapas y fin de la enfermedad sin llegar a tener secuelas; y la tercera y motivo de este escrito, la rehabilitación, y por ello, es necesario mencionar su definición. (Irigoyen, H., s.f.; O.M.S., 1980).

De acuerdo a la definición de la Organización de las Naciones Unidas (ONU), “Es un proceso de duración limitada y con un objetivo definido, encaminado a permitir que una persona con deficiencia alcance un nivel físico, mental y/o social funcional óptimo, proporcionándole así los medios de modificar su propia vida. Puede comprender medidas encaminadas a compensar la pérdida de una función o una limitación funcional (por ejemplo, ayudas técnicas) y otras medidas encaminadas a facilitar ajustes o reajustes sociales” (Equipo portal mayores, 2007).

Para el año de 1968 en Ginebra, en el 2º. Informe del Comité de Expertos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), dependencia de la ONU, definió a la rehabilitación como: “El conjunto de medidas médicas, sociales,

educativas y profesionales destinadas a restituir al paciente minusválido la mayor capacidad e independencia posibles” (Irigoyen, H., s.f.; O.M.S., 1980).

De esta forma, uno de los aspectos relacionados con la rehabilitación es la atención médica para mejorar u optimizar en sus posibilidades la pérdida de funciones de un individuo. El análisis de la biomecánica humana, como punto de partida para el capítulo, sirve como una herramienta para conocer la funcionalidad del aparato locomotor del ser humano. (Modesto Sosa, 2007).

2.1.1 Definición de biomecánica y locomoción

La Biomecánica de acuerdo al origen de los componentes del vocablo, provienen del griego βίο vida y μηχανικός movimiento. Ambos vocablos en conjunto pueden significar: estudio de un objeto al que se le aplica una fuerza con respecto a su punto de equilibrio y a su nueva trayectoria. Mencionado de otra forma, es la ciencia que estudia la aplicación de las leyes de la mecánica a las estructuras y los órganos de los seres vivos, encargándose del estudio de fuerzas actuando sobre órganos y estructuras de los mismos. (R.A.E., 2001).

Los seres humanos poseen características animadas como el resto de los animales vertebrados, una de ellas es la capacidad de movimiento basada en las estructuras óseas, articulaciones, músculos, etc., estructuras que funcionan como soporte, poleas y palanca en muchas de las veces.

Estas funciones brindan la posibilidad de sujetar objetos, lanzarlos, caminar, correr, girar el cuerpo, y muchos otros movimientos, tales como el desplazamiento de un lugar a otro, denominándose como Locomoción, vocablo que proviene del latín locus o lugar, y motio, ōnis, o movimiento.

Aplicado a la Ingeniería en Rehabilitación, podría decirse que la locomoción es aquel conjunto de movimientos que es capaz de realizar un ser vivo en conjunto, es decir, es la suma del movimiento de cada una de las estructuras del ser humano.

2.1.2 Aplicación de la biomecánica humana

La biomecánica como término integral, posee varias rutas de aplicación que van desde el diseño de zapatos para deportistas de alto rendimiento hasta el diseño y utilización de instrumental médico dentro del quirófano o aparatos para diálisis en pacientes con insuficiencia renal terminal. (Modesto Sosa, 2007)

A través de los años han existido diversas formas de aplicación de la biomecánica a pesar de no conocer el término constituido como actualmente se conoce. Se utilizaban las *piernas de palo* como soporte en lugar de aquellas piernas amputadas; claro ejemplo es el *Capitán Garfio* en la película *Peter Pan*, que nos hace referencia a otra época.

La biomecánica en el área de la Cardiología aparece estudiando la acción de los fluidos y del corazón como bomba. Uno de los avances más importantes ha sido la creación de válvulas cardiacas, que han ido evolucionando a través de los años, de una válvula de metal completamente mecánica hasta una válvula proveniente de transplantes, ya sean alogénicos o de otra índole. De igual forma, han aparecido máquinas creadas para circulación extracorpórea o bien, corazones artificiales.

Otro de los logros de la Biomecánica, aplicada a la Neumología, es el desarrollo de un pulmón de acero, que fue el primer dispositivo de respiración artificial, el cual, favoreció en la sobrevivencia de pacientes con poliomielitis. Por otra parte, la biomecánica aplicada dio las pautas

necesarias para la creación de cánulas, laringoscopios, y otro material necesario para la reanimación.

Ésta área de la Biomedicina, ha servido para la creación y diseño de una gran diversidad de clavos, tornillos, suturas, agujas, placas, catéteres, sistemas de fijación externa, entre otros; los que para su diseño han requerido de un estudio in vitro y/o in vivo para desde la interface entre materia viva e inerte hasta su utilidad práctica de cada uno. (Ortega Araoz, A. y Palacios, 2006).

Reubicando la vertiente del capítulo, es útil mencionar que dentro de las muchas aplicaciones de la biomecánica, se encuentran las propias de la rehabilitación del aparato locomotor, las cuales serán mencionadas más dirigidas, en un apartado dentro del mismo capítulo.

2.1.3 Biomecánica en la vida diaria

Por vida diaria, se entienden todas las actividades que se pueden realizar a lo largo de 24 horas, es decir, las actividades que se hacen cotidianamente, desde las más básicas hasta las más avanzadas, desde levantarse hasta nadar.

La biomecánica actúa como un camino para entender con mayor precisión las actividades y ejercicios, así como para prevenir situaciones que pongan en peligro la integridad de una persona, ya sea laboralmente o en la rutina diaria, y en su defecto, ya establecido el daño, rehabilitarlo como se mencionó; y también ve por la mejora de técnicas y rendimiento en el deporte.

Para cualquier actividad en un día normal un ser humano utiliza el movimiento de sus manos, piernas, cuello, y todas sus partes del cuerpo.

Por lo que desde el simple hecho de ir al colegio, una persona tiene que sentarse en la cama, y para ello es necesario que utilice los miembros superiores para apoyarse, la cabeza para impulsarse, las extremidades inferiores para mover el tronco de su cuerpo, entre otros elementos; para así acomodarse y llegar a sentarse.

El levantarse, bañarse, sentarse a desayunar, lavarse los dientes, caminar en dirección al automóvil o autobús, son ejemplos de otra forma de aplicar la biomecánica.

Dada la dirección del tema se mencionará un ejemplo principal, la marcha y la aplicación de la biomecánica en ella. Sin embargo, para poder comprender lo complejo de esta actividad que se ve tan simple, es imprescindible mencionar conceptos útiles para esta práctica.

2.1.4 La estructura del cuerpo

El cuerpo humano, está constituido por componentes elementales que son tejidos que al interactuar forman órganos, y estos a su vez, sistemas. Estos sistemas, se localizan en distintos segmentos o elementos del organismo. Por lo que para su comprensión se mencionan a continuación los componentes o tejidos elementales para la locomoción humana. (Moore y Dalley, 2003; Rouviere y Delmas, 2005; Latarjet y Ruiz, 1999).

✓ Componentes elementales para la locomoción desde la biomecánica

a) Huesos

- b) Cartílagos
- c) Músculos
- d) Ligamentos
- e) Nervios
- f) Articulaciones

a) Huesos

Los huesos son órganos de consistencia firme, dura y resistente, forman parte del endoesqueleto de los seres vertebrados formado por tejido óseo; poseen una carilla cartilaginosa articular. (Ídem).

Son 206 huesos en total en todo el esqueleto. Y poseen varias funciones que son: el dar soporte, brindar protección, dar movimiento, favorecer a la homeostasis mineral del fósforo y calcio principalmente, formación de células sanguíneas y actúa como reserva energética localizada en la médula ósea amarilla. (Ídem).

El hueso, a su vez, posee componentes que son: la epífisis, la metáfisis y la diáfisis. De acuerdo a su organización interna, el hueso se puede dividir en: tipo esponjoso que es elástico o tipo compacto que es resistente; éstos poseen una cavidad interna, la cavidad medular que contiene a la médula ósea. (Ídem).

b) Cartílago

Los cartílagos son componentes estructurales de tejido conectivo especializado, formados por células condrógenas, colágena, elastina y matriz. Sirven para acomodar superficies, amortiguar golpes, prevenir fricción y deformaciones. Otra de sus funciones es la de dar soporte y flexibilidad en las articulaciones. (Ídem).

c) Músculo

Los músculos son componentes del cuerpo formados por fibras que actúan como bomba de tensión para realizar un movimiento. Se clasifican de acuerdo a sus características físicas al microscopio y poseen distintas funciones. (Ídem).

El músculo Estriado o esquelético: son voluntarios, se encuentran en relación con los huesos, su función es el movimiento y mantener la relación hueso-articulación, así como mantener posición y postura del cuerpo. Este tipo de músculo posee una membrana que lo recubre conocida como vaina que confiere protección y permite un mejor desplazamiento entre estructuras. (Ídem).

El músculo Cardíaco o miocardio: es involuntario y autónomo, sólo se encuentra en el corazón, se encarga de bombear la sangre a la periferia. (Ídem).

El músculo Liso o visceral: es involuntario, algunos autores lo llaman inteligente, por su capacidad de regular el flujo sanguíneo en los vasos, se encuentra también recubriendo las vísceras en su interior y exterior. (Ídem).

Desde otro punto de vista, los músculos se pueden dividir de acuerdo a sus funciones como agonistas y antagonistas. (Ídem).

Los *agonistas* son aquellos que efectúan un movimiento en particular.

Los *antagonistas* son por el contrario aquellos que se oponen a la acción de los músculos agonistas; podría decirse, por ejemplo, que son aquellos que ante la relajación del músculo agonista regresan la estructura a su posición original en reposo. (Ídem).

Conocidos los tipos de músculo que existen cabe recalcar que los más importantes para la temática son los estriados, por su capacidad de movimiento esquelético. Estos músculos poseen puntos de origen y de inserción, siendo la unidad móvil muscular la que se localiza en forma predominante en el origen, para así facilitar que la porción de inserción sea la que se desplace en mayor proporción.

Los músculos poseen una unidad contráctil y una ténsil, que es elástica también llamada *tendón*. (Ídem).

d) Ligamento

El ligamento es un componente elástico con forma de banda o cinta, de cordón y de espesamiento adherente estructurado por fibras de tejido conectivo que tiene como función la unión y estabilización de estructuras anatómicas. Se encuentra por lo general en articulaciones, permitiendo el movimiento en dirección funcional y limitando en direcciones no funcionales. (Ídem).

Los ligamentos son estructuras elásticas como anteriormente se mencionó, las cuales se ubican entre dos puntos de apoyo sólido o semi-sólido, llámense hueso o cartílago que en conjunto forman una articulación, ya sea móvil en esencia o inmóvil.

Estos ligamentos resisten hasta 415 kg y pueden ser fibrosos y elásticos. (Ídem).

Diferencia entre tendón y ligamento

El Tendón: es una banda que genera tensión para que la parte contráctil del musculo realice su función, por tanto, el tendón va unido en un

polo al lado contráctil del musculo y en el otro al medio por moverse, llámese hueso, ojo, etc.

El Ligamento: es una banda de igual forma, que une hueso con hueso principalmente.

Similitud entre tendón y ligamento

En ambos casos, tenemos que tener en cuenta que tienen un límite de elasticidad en el cual ambas bandas elásticas vuelven a su tamaño original sin romperse como es el caso de los esguinces.

En esto se aplica la *ley de Hooke* que dice: “las deformaciones que dentro de su límite de elasticidad experimente un cuerpo, son directamente proporcionales a las fuerzas que las producen”. De esta forma se puede mencionar que ambos son como se dijo bandas que sufren las mismas propiedades de elasticidad, cambian de forma y vuelven a su estado en reposo pero tienen un límite de elasticidad que es vencido por fuerzas mayores a las sus fibras pueden contener (Resnick & Halliday, 1980).

e) Nervio

Un nervio es el conjunto de axones de neuronas recubiertos por mielina y por tejido conectivo con la finalidad de transmitir un impulso originado en el cuerpo de la neurona. (Moore y Dalley, 2003; Rouviere y Delmas, 2005; Latarjet y Ruiz, 1999).

Debido a que el nervio es análogo a un cable que conduce impulsos eléctricos, si no se encontrara sano, podría traer consigo manifestaciones propias que de acuerdo a sus funciones se verían aumentadas o disminuidas. Por ejemplo, en un caso de lesión medular, en la que la médula sufre una pérdida de continuidad, el individuo afectado, podría

perder la movilidad de las extremidades pélvicas o inferiores, llevándolo a una paraplejia.

Los nervios relacionados con el sistema locomotor poseen un sistema implicado en la *traducción/transducción* de un estímulo hacia las fibras musculares, este sistema se le conoce como *unión neuro-muscular*. La que en caso de poseer algún trastorno, no favorecería a la contracción de la unidad motora, total o parcial, manifestándose como debilidad o parálisis muscular según sea el caso. (Moore y Dalley, 2003).

f) Articulación

Es el medio de contacto entre dos o más huesos y/o cartílagos, el cual se conforma por diversas estructuras. El área que estudia estos medios de contacto es la Artrología o también llamada Sindesmología. (Ídem).

Las funciones de las articulaciones son: unir 2 o más puntos del esqueleto, brindar soporte, dar al esqueleto cierta elasticidad y producir un determinado movimiento según sean las características de las superficies de cada hueso y de los componentes propios de la misma articulación. (Ídem).

Se pueden clasificar de diversas formas; una de ellas es por su conformación que son: fibrosas, cartilaginosas y sinoviales.

Las más comúnmente conocidas por su relación con el movimiento son, las sinoviales, por ejemplo las rodillas; las articulaciones sinoviales se encargan de mantener juntos a los huesos por medio de ligamentos y un tejido de sostén o conectivo denso que conforma una cápsula, la *cápsula sinovial*. (Latarjet y Ruiz, 1999).

Dentro de la cápsula, se encuentra un líquido semi-viscoso, transparente, estéril, el *líquido sinovial*, con características específicas que buscan reducir la fricción entre los componentes propios de una articulación como los son los huesos, en los que si no existiera este medio, se verían desgastados con el paso del tiempo, así como harían más difícil y pesado el movimiento, pues se invertiría energía en vencer las resistencias que la fricción misma confiere; la ausencia del líquido o presencia de desgaste en la articulación es motivo de intervención médica. (Moore y Dalley, 2003).

Con referencia a piezas utilizadas por la mecánica como ciencia individual, encontramos a las bisagras y a las cadenas de bicicleta en las que si no existiera un medio semilíquido o viscoso, llámese aceite, podría haber daño en el área de contacto de las estructuras a largo plazo, así como dificultaría el movimiento.

Otra clasificación de las articulaciones es según su movimiento: inmóviles, con movimiento limitado y con movimientos diversos; cuyas características se mencionan a continuación, (Moore y Dalley, 2003):

a) *Sinartrosis o Inmóviles*, como su nombre lo indica están fijas para determinar protección y estabilidad en el conjunto óseo. Si están reunidas por cartílagos se les conoce como Sincondrosis o si están unidas por tejido fibroso se les denominan Sinfibrosis y pueden ser: dentadas, escamosas o en bisel, planas o armónicas y/o esquindilesis que poseen una cresta que embona en una ranura. (Ídem).

b) *Anfiartrosis o semimóviles*; éstas poseen un movimiento muy limitado que da flexibilidad y protección combinadas, no poseen una cavidad sinovial y se da entre huesos donde hay tejido cartilaginoso. Por ejemplo, la unión entre vértebras. (Ídem).

c) *Diartrosis o móviles*, que al poseer líquido sinovial se les llama sinoviales. Poseen gran complejidad anatómica y funcional, están revestidas por cartílago hialino que confiere amortiguación y están unidos por una cápsula con revestimiento sinovial apto para evitar fricción y desgaste. (Ídem).

Ningunas de ellas son más importantes que otras, cada una cumple una función como se mencionó anteriormente.

Como medios de protección de las articulaciones encontramos cojinetes de tejido graso y/o muscular como es el caso de las articulaciones metatarso-falángicas para evitar que la fricción de impulso que separa la región plantar del suelo ocasione desgaste y pérdida de continuidad de tejidos subyacentes y suprayacentes, llámense por ejemplo, huesos y piel correspondientemente.

En caso de no existir estos cojinetes, podría haber laceraciones y escoriaciones o flictenas (ámpulas) por fricción, en el caso de la piel, que favorecerían al desarrollo de *callos* o zonas de hiperqueratosis. Estas zonas, son uno de los aspectos que debe cuidar un investigador de la biomecánica del calzado.

De igual forma, existen otros dispositivos involucrados en las articulaciones llamados ligamentos, ya antes mencionados.

Las superficies óseas articulares tienen la finalidad de darle a la articulación una funcionalidad específica y limita o permite distintos movimientos en la misma como lo describen Rouviere y Delmas, (2005) estas superficies se dividen de acuerdo a la forma que poseen y pueden ser:

- a) Esferoides o enartrosis presentes en la cadera.
- b) Condíleas o elipsoidales presentes en las articulaciones metacarpofalángicas.
- c) Selares, de silla de montar o de encaje recíproco presente en la articulación calcaneocuboidea.
- d) Glínglino o troclear presente en la rodilla.
- e) Trocoidea o segmento-cilíndricas presentes en las articulaciones de la muñeca.
- f) Plana o artrodias presente en la articulación acromio-clavicular.
- g) Pivote presente entre el atlas y el axis por la apófisis dentoides.
- h) Sinsarcosis o espacios de deslizamiento y no articulares.
- i) Bisagra o uniaxiales presentes en el codo.

Las articulaciones en conjunto, por ejemplo, cadera, rodilla, tobillo forman un complejo móvil llamado *cadena biocinémática*, que de acuerdo a las características de cada articulación y sus propiedades de movimiento, pueden sumarse vectorialmente para generar una mayor cantidad de desplazamientos tridimensionales con distintas graduaciones angulares y fuerza angular. (Thompson, 1982).

Por ejemplo, en la articulación de la cadera, las fuerzas mecánicas son ascendentes, es decir, se requiere que la fuerza se transmita desde la porción más distal del fémur hasta la más proximal situándose en la articulación cabeza del fémur-acetábulo.

Siendo esto así, funcionan como palanca, en la que la articulación es el punto de apoyo y los músculos otorgan fuerza de desplazamiento. Si se sumara el movimiento de la rodilla en la que la tibia y el peroné funcionan como palanca se agregaría un mayor movimiento y un segundo brazo de palanca que aporta más fuerza.

2.1.5 Analogía de algunos componentes del cuerpo con materiales

El término analogía es una palabra proveniente del griego ἀναλογία, que significa proporción o semejanza, es decir relación de parecido entre dos o más cosas. Lo que significa que una parte del cuerpo puede tener algún parecido con algún otro material (R.A.E., 2001).

Dentro del campo de la biomedicina, existe un área denominada Biomateriales, que se encarga del estudio de la biocompatibilidad y funciones de diversas sustancias e instrumentos dentro del cuerpo, así como de sus características propias que puedan sustituir o recuperar alguna función perdida por el individuo.

Estos materiales funcionales pueden ser de tipo inerte o vivo, dentro de los inertes podríamos citar metales, cerámicas, entre otros; y dentro de los vivos tenemos como ejemplo, el más importante de todos, la célula humana.

Para conocer más de esta área, se recomienda que se aborde este tema en algún sitio especializado en la materia.

A continuación se citarán algunos materiales que se podrían asemejar a los elementos que conforman la estructura del cuerpo desde el punto de vista biomecánico.

En el caso de los huesos, se han empleado distintos metales como el titanio, por sus características especiales de resistencia, elasticidad y por el tiempo que tarda en dañarse por oxidación, dentro del organismo principalmente. En el de los cartílagos, se podría pensar por su función de protección y sostén que el caucho, el plástico, la madera pueden servir para cubrir parte de sus necesidades.

Por la función que desempeña el músculo, que es la de contracción, se podría pensar en un motor; y en el caso de los tendones y ligamentos, bandas elásticas como resortes.

De acuerdo a las funciones de los nervios, sería el equivalente un cable que conduce corriente para aportar energía que dé inicio a una acción codificada. Y más allá de las articulaciones, se podrían utilizar con una similitud cercana, tornillos que unan dos caras de varillas de metal o poleas, y también se podrían utilizar bisagras.

En realidad, se pueden utilizar muchos materiales para compararse con las estructuras del cuerpo humano, sin embargo, no existe nada idéntico en sus funciones, además de tener la desventaja de tener que someterse a las reacciones del propio organismo.

2.1.6 Biomecánica y la antropometría

Los investigadores y diseñadores en biomecánica del aparato locomotor se han enfrentado en todo momento a las dimensiones de los

individuos, es decir, peso, talla, entre otras; de las que la antropometría se encarga.

El término antropometría es un vocablo que proviene del griego antropο Ανθρωπο hombre y metros μετρο medición. En relación sus raíces significan: Estudio de las dimensiones y proporciones del cuerpo humano. (Ídem).

Se relaciona con la biomecánica para conocer la resultante de fuerzas paralelas (se menciona a continuación) que involucran perímetro, peso y longitud de un elemento del cuerpo para definir vectores que mantengan el equilibrio.

✓ **Teorema de Varignon:**

El teorema también llamado: *Resultante de un sistema de fuerzas paralelas*, dice según Meriam y Kraige (1997) que la resultante tiene:

- 1) Dimensión igual a la suma de las dimensiones de los componentes.
- 2) Momento de rotación igual a la suma de los momentos de los componentes con relación a cualquier punto que se tome como eje de rotación.

2.1.7 Ejes y grados de libertad

El vocablo eje proviene del latín axis que significa: puntos por los cuales pasa una recta al girar y crear una segunda dimensión o recta sobre la que un plano gira para formar una tercera dimensión. En el cuerpo humano los ejes existentes son: céfalo-caudal, antero-posterior, transversal,

que favorecen a la realización de los movimientos de rotación, abducción-aducción y flexión-extensión, en los planos: transversal, sagital, axial u horizontal, coronal o frontal (R.A.E., 2001; Díaz y Veloz, s.f.).

Los grados de libertad se definen con respecto a la mecánica como: Aquellos movimientos que puede realizar un objeto de acuerdo con los parámetros del sistema, en el sistema en el que se encuentra el ser humano existen tres dimensiones, (x, y, z), que son coordenadas que partiendo del origen y de otro punto de referencia forman ángulos que están graduados (Meriam & Kraige, 1997; Resnick & Halliday, 1980).

Cada movimiento del ser humano tiene puntos de referencia que pueden ser analizados para identificar la funcionalidad de cada articulación.

Mencionado de otra forma, los grados de libertad son el conjunto de direcciones que pueden tomar los huesos o eslabones que conforman una articulación al realizar un movimiento.

Cada articulación posee sus propios ejes y grados de libertad que se rigen por las distintas partes que la conforman. Cada parte del cuerpo posee distintos tipos de articulaciones y depende de sus características específicas su movimiento.

Los elementos o segmentos a considerar dividiendo el cuerpo de acuerdo a puntos de referencia importantes para la formación de ejes de movimiento son:

a) Cabeza

g) Brazo

b) Cuello (incluye la región cervical)

h) Antebrazo

c) Cintura escapular

i) Mano

- | | |
|--|-----------|
| d) Tórax (incluye la región dorsal) | j) Muslo |
| e) Abdomen (incluye la región lumbar) | k) Pierna |
| f) Cintura pélvica (incluye la región sacrococcígea) | l) Pie |

2.1.8 Biomecánica de la marcha

Uno de los más claros ejemplos en la aplicación de la biomecánica, es la marcha, la cual es un vocablo proveniente del Francés “marcher”, que significa: Forma de caminar del ser humano y de algunos animales; aplicado a la mecánica, se refiere a cada una de las posiciones motrices en un cambio de velocidades (R.A.E., 2001).

Tomando en cuenta las definiciones de cada término antes mencionados, se puede intuir lo siguiente: Esta ciencia, la biomecánica, estudia dentro de su campo, las leyes de la mecánica en las estructuras involucradas en la locomoción de los seres vivos, en particular del ser humano.

2.1.9 Biomecánica de la marcha y la Física

Es de entenderse que el cuerpo humano como todo lo presente en el universo debe seguir las reglas de la física. Por ello, es necesario entender algunas leyes y algunos conceptos clave para tener noción de lo que acontece cuando un individuo camina. Según Resnick & Halliday (1980), Isaac Newton formuló tres leyes que les llamaron las tres leyes de la Dinámica de Newton y la ley de la Gravitación Universal, estas cuatro leyes dicen:

✓ **Leyes de Newton (de la Dinámica):**

1a. Principio de la Inercia: “Un cuerpo tiende a mantener su estado de reposo o movimiento rectilíneo uniforme, a menos que intervenga alguna fuerza motriz que modifique tal estado”.

Aplicado a la marcha, por ejemplo, los músculos de las extremidades se mantiene estáticas, a menos que exista un estímulo, llámese impulso nervioso, que ocasione un cambio; de igual forma ocurre cuando ya se encuentra en movimiento un elemento del cuerpo y se aplica otra fuerza motriz en la misma dirección, aumentando su aceleración.

2a. Ley Fundamental de la Dinámica: “La aceleración que recibe un cuerpo, es directamente proporcional a la fuerza motriz que se le aplique, e inversamente proporcional a su masa”.

Por tanto, si una persona tiene más fuerza muscular, va a lograr mayor aceleración; y si una persona está delgada, va a tener más aceleración que una con sobrepeso.

3a. Ley de la Acción y la Reacción: “A toda fuerza se opone siempre una reacción igual y de sentido contrario”.

Por ejemplo, al dar un paso, el punto de apoyo del pie ejerce fricción contra el suelo que sería la fuerza opuesta a la del movimiento del cuerpo.

✓ **Ley de la Gravitación Universal:**

Esta ley dice: “Todos los cuerpos se atraen en razón directa del producto de sus masas, y en razón inversa del cuadrado de la distancia que separa sus centros de gravedad”.

Aplicado a la biomecánica de la marcha, se puede decir que debido a la gravedad o fuerza de atracción existente, el cuerpo humano tiene la necesidad de mantenerse en equilibrio físico para no caer.

✓ **Conceptos clave**

Uno de estos conceptos es el del *Equilibrio*, que es un vocablo proveniente del Latín *aequilibrium* que significa: Estado de un objeto en el que la suma de las fuerzas que en él se efectúan sea igual a cero (R.A.E., 2001).

Aplicado a la biomecánica, se diría que para que el cuerpo esté en equilibrio, es necesario que la suma sus distintas partes, que forman vectores (peso, perímetro, longitud), con relación al punto de apoyo sea igual a cero.

Otro concepto importante ya mencionado con anterioridad, es el *Balanceo*, derivado de la palabra balanza, que se define como medio por el que un péndulo en movimiento conserva el equilibrio, comportándose como sus componentes, el peso, la longitud del lazo y su capacidad tensil (Luna y Bulbulián, 1967; Tippens, 2007).

Dentro de las bases que se requieren para comprender el movimiento se tiene al *Punto de apoyo* que su origen es italiano *appoggiare* que significa: Lugar donde en un cuerpo recae otro cuerpo (R.A.E., 2001).

Tomando en cuenta los vocablos apoyo y balanceo, se puede mostrar la gran importancia que tienen dentro de la marcha y esto es que el ciclo del paso se compone de tres fases que van de la siguiente forma, apoyo, balanceo, doble apoyo, apoyo, etc., y así sucesivamente.

El apoyo se refiere al momento en el que el pie completo descansa sobre el suelo; el balanceo, al momento en el que se hace el cambio de punto de apoyo, sostenida inicialmente por el pie completo, para pasar a las articulaciones metatarso-falángicas y concluir antes del apoyo con el talón del otro pie; y el doble apoyo, que como su nombre lo indica ambos pies se encuentran soportando al cuerpo, uno apoyándose con la articulación metatarso-falángica y ortejos, y el otro con el talón apoyado sobre el suelo.

2.1.10 Las articulaciones, sus ejes de movimiento y sus grados de libertad relacionados con la marcha

Antes de iniciar a estudiar cada una de las articulaciones indispensables para caminar, es necesario identificarlas.

Algunas personas podrían pensar que el movimiento de la cabeza hacia adelante juega un rol muy importante para mantener el equilibrio; más esto no es así, sirve como cada parte del cuerpo pero puede ser reemplazada su función colocando el tronco en un menor grado de inclinación hacia adelante teniendo un vector resultante igual, en el que coincidan todas las fuerzas aplicadas, como lo es el peso del segmento y la inclinación resultante; y de igual forma con otras partes del cuerpo.

Si esto no fuera así, una persona que tiene el cuello inmovilizado con un collarín rígido no podría caminar.

El vector sigue siendo el mismo tomando en cuenta la inclinación. Sin embargo, el equilibrio no sólo depende de la inclinación sino del peso del segmento también, así como de las longitudes en los elementos involucrados.

Otras personas podrían pensar que el mover las extremidades superiores al caminar es de gran importancia para mantener un balanceo adecuado y tener un mayor impulso manteniendo el equilibrio.

Acerca del balanceo, es importante, más no lo es del todo, porque cuando una persona camina no ejerce gran fuerza que necesite contrarrestarse por medio de los brazos, como lo que ocurre en otras actividades como en un maratón, en las que parte de la estabilización dinámica del cuerpo depende de ellos; y aún así, antes de recurrir a los brazos, el tronco (suma del tórax, abdomen y cintura pélvica) actuaría contrarrestando esta fuerza.

Por otro lado, mencionando el impulso, es cierto hasta determinado punto, debido a que al mover el brazo derecho hacia adelante, el brazo izquierdo lo hace hacia atrás, disminuyendo significativamente la fuerza de impulso del brazo derecho. Por tanto, es un vaivén.

Se puede deducir entonces que, no se depende de otras estructuras fuera de la cintura pélvica y de los miembros pélvicos para caminar; los músculos de los miembros inferiores son, si puede llamarse así, autosuficientes para aportar la fuerza necesaria y así realizar esta función.

Una vez entendido lo previamente mencionado, cabe destacar lo siguiente: La cabeza, cuello, brazos, cintura escapular, tórax y abdomen, son necesarias para la marcha aunque no indispensables, pues se puede compensar por algún medio hablando mecánicamente. Sin perder de vista que cada parte forma un eslabón para que se lleve a cabo la dinámica de la marcha de la mejor manera posible como lo es el aparato vestibulo-coclear para el equilibrio.

Delimitados indirectamente los elementos indispensables de la marcha al no involucrar distintos elementos del cuerpo, se puede decir que para caminar es necesario contar con pies, piernas, muslos, cintura pélvica y un centro de equilibrio.

Una vez definidos los elementos involucrados en esta acción, es necesario mencionar aquellas articulaciones más importantes para caminar, para poder determinar cuales son sus ejes de movimiento y grados de libertad.

Debido a que dentro de los segmentos implicados en la marcha se tiene a la cintura pélvica, al muslo, a la pierna, al tarso, al metatarso y a las falanges, se puede encontrar que son muchas las articulaciones móviles que se sitúan entre ellos, como lo son: la cadera, la rodilla, el tobillo, las metatarso-falángicas y las interfalángicas.

✓ **Ejes y grados de libertad de la cadera**

La cadera se compone por un complejo óseo y la cabeza de un hueso largo principalmente, que son: el acetábulo y la cabeza del fémur, que tienen forma de media esfera y su contraparte. Por tanto, sus ejes permiten casi cualquier posición del muslo, limitados por los bordes cada hueso (Latarjet y Ruiz, 1999; Moore, 1993).

Esta articulación posee dentro de sus capacidades de movimiento tres ejes que son: antero-posterior, céfalo-caudal y transversal, y tres grados de movimiento que son: longitudinal, transversal y oblicuo, además de Θ (suma de todos los grados de movimiento articular) (Rouviere y Delmas, 2005).

Estos grados de libertad favorecen los siguientes movimientos:

ROTACIÓN INTERNA/EXTERNA	→	+45° aproximadamente.
ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN	→	80° Y -35° aproximadamente.
EXTENSIÓN/FLEXIÓN	→	-15°/135° aproximadamente.

✓ **Ejes y grados de libertad de la rodilla**

En el caso de la rodilla, es una articulación compuesta, es decir, se forma de tres huesos principalmente incluyendo la rótula, la tibia y el fémur, tiene semejanza a la función de una polea. (Ídem).

Los movimientos son dados por los músculos del muslo y limitados principalmente por la rótula. Posee un eje que es el antero-posterior y un grado de movimiento que es el longitudinal. Este grado, permite que se realicen los movimientos de:

EXTENSIÓN/FLEXIÓN	→	0°/135° aproximadamente.
-------------------	---	--------------------------

✓ **Ejes y grados de libertad del tobillo**

El tobillo, es una articulación sinovial, compuesta por la tibia y el hueso astrágalo principalmente, tiene así como la cadera, tres ejes, uno con la función de mantener el impulso que es el antero-posterior y los otros dos sirven para mantener el equilibrio del cuerpo al compensar las características propias del terreno en el que se camina; sin embargo, no deja de tener tres grados de movimiento y uno longitudinal que hace la flexión plantar/dorsal, uno transversal que hace la rotación interna/externa, y el equivalente a la abducción/aducción de la cadera que logra la inversión/eversión. (Ídem).

INVERSIÓN/EVERSIÓN	→	15°/45° aproximadamente.
--------------------	---	--------------------------

FLEXIÓN PLANTAR/DORSAL	→	+35° aproximadamente.
ROTACIÓN INTERNA/EXTERNA	→	+25° aproximadamente.

✓ **Ejes y grados de libertad de las articulaciones metatarso-falángicas**

Es un complejo articular constituido por decirlo así, por la unión de la base de los dedos con el metatarso. Tiene un eje antero-posterior, y un grado de libertad funcional para la marcha que sirve para generar fricción con el suelo y así avanzar. Este eje es antero-posterior y su grado de libertad longitudinal.

FLEXIÓN/EXTENSIÓN	→	20°/40° aproximadamente.
-------------------	---	--------------------------

✓ **Importancia de los ortejos en la marcha**

Los ortejos o *dedos de los pies*, son de gran utilidad como puntos de apoyo durante las fases de la marcha de balanceo y doble apoyo, sirviendo como ejes centrales para el impulso; en diversos padecimientos en los que es necesaria la amputación éstos, se busca al menos conservar el primero de ellos, que funcionalmente es el principal por sus características anatómicas. (Ídem).

2.1.11 Aplicaciones de la biomecánica de la locomoción humana

Existe un extraordinario número de usos en los que la biomecánica de la locomoción podría tener una gran importancia; recordando todo lo que se ha mencionado, se puede decir que la biomecánica por sí misma cumple una función vital en el ser humano, debido a que todo lo que tienen que ver

con el desplazamiento cualquier estructura se relaciona con esta área de estudio.

De esta forma, a continuación se mencionan algunas líneas de investigación según el interés y capacidades que se quieren desarrollar o restablecer.

2.1.12 Aplicación de la biomecánica en los deportes

La mejora en técnicas deportivas, el mayor rendimiento, así como la condición física, han sido temas de interés dentro de los consejos técnicos de equipos de alto rendimiento, en la que los competidores se someten a un ejercicio en ocasiones extremo para poder conseguir sus metas. En la actualidad, existen entrenadores que cada vez se interesan más en el área de la locomoción humana y su aplicación.

En prácticas deportivas, se ha estudiado la aceleración de los cuerpos, por ejemplo, el balón de fútbol, en el que su aceleración y velocidad en su trayectoria, depende inicialmente de la fuerza con que el futbolista lo patea; y sólo así, se puede buscar la forma de mejorar las posiciones en las que el deportista tiene contacto con el balón. Claro está que no sólo en el fútbol existen aplicaciones, también es en el caso del patinaje sobre hielo, en el que lo más importante es conocer el estado de equilibrio y la fricción que existe entre los patines y el suelo. (Sarti Martínez y Vera, 1997).

Un deporte en el que también se han estudiado los movimientos del cuerpo y las cadenas biocinemáticas es el Karate-Do; en este deporte, como en muchos otros se busca aprender técnicas que son aprendidas con errores, estas técnicas no dejan de ser buenas, aunque son perfeccionables. (Thompson, 1982).

Dentro del entrenamiento, se tienen puntos básicos para obtener la fuerza y velocidad óptima, que son: seguir el orden correcto y utilizar todas las articulaciones necesarias (Ídem).

De tal forma que, si se utilizan las articulaciones correctas en conjunto, se puede lograr un efecto máximo. El orden articular a seguir en el Karate-Do es mover inicialmente aquellas articulaciones en las que se encuentren los músculos más fuertes y continuar con el uso de otras articulaciones menos fuerte formando una cadena cinemática que potencializa la fuerza y velocidad del conjunto de articulaciones implicadas en el movimiento. (Ídem).

2.1.13 Prevención de accidentes

Una de las aplicaciones poco valoradas como parte del estudio de la Biomecánica, pero de interés para la Medicina laboral, es la prevención de accidentes, que se pueden evitar si existe una adecuada capacitación para el personal, así como un equipo destinado para la función a desempeñar en cada caso.

La falta de conocimiento de las técnicas y/o del equipo de trabajo podrían ser factores para ocasionar lesiones que pongan en peligro la vida o anatomía natural del trabajador.

Una de las aplicaciones, es la creación de medidas de seguridad dentro del área laboral, procurando con esto, que el obrero no esté en continuo riesgo. Por ejemplo, el simple hecho del uso de casco en sitios como construcciones que pudieran ser peligrosos.

La creación de las fajas para personas que se dedican a cargar cosas pesadas, son otro buen uso del conocimiento, en las que ya es cuestión de cultura en salud si el trabajador toma el riesgo de no seguir medidas de seguridad. Otra forma en la que se puede utilizar el estudio del movimiento en el ser humano es previniendo lesiones ocasionadas por las herramientas de trabajo, en las que el diseño de las mismas es imprescindible.

2.1.14 Aplicaciones en la rehabilitación

La rehabilitación de pacientes es un tema de hoy por la problemática que una enfermedad presenta, contemplando los días de ausencia en el trabajo, pérdida de tiempo laboral, pérdida de empleo, disminución en los ingresos de las familias, además de gastos que pudieran ser prevenibles.

Lo que se busca actualmente es reincorporar a aquellos miembros de la sociedad que han sido relegados y aislados, brindándoles una nueva oportunidad de crecimiento tanto moral como físico. (Kottke, Keith Zehmann, s.f.; Sarti Martínez y Vera, 1997).

Dentro de las funciones que tiene la biomecánica locomotriz se tienen: la corrección de ejes de movimiento, evitar o disminuir el dolor, mejorar el estado óseo y articular, prevenir lesiones por presión, (úlceras por presión), reducir la fatiga, corrección de malas posturas y otros defectos ortopédicos como la cifosis, escoliosis, entre otros, así como la creación de prótesis y órtesis que cumplan con la función para la que son diseñados. (Ídem).

Existen diversos caminos para lograr que sus metas se logren, como los

son: ejercicios correctivos, estiramiento, movimiento progresivo de articulaciones lesionadas.

Se han desarrollado medios para mejorar la terapéutica de pacientes con secuelas y/o defectos, como en el caso de los pacientes diabéticos, para quienes se ha diseñado un calzado más confortable; para personas con pie plano, plantillas ortopédicas correctivas; y para pacientes con lesiones cervicales, collarín (Oborne, 1992).

Conjuntando el uso de la electrónica, la mecánica y el estudio de la biomecánica de la locomoción, se han creado prótesis mecánicas y mioeléctricas para pacientes con una extremidad amputada; éstas últimas, poseen un control eléctrico por medio de terminaciones nerviosas propias del individuo que se capacitan para enviar impulsos a la extremidad artificial (Lusardi y Nielsen, s.f.).

Dentro de los últimos años se han diseñado prótesis articulares, que restablecen el movimiento que se había perdido. De igual manera, se están desarrollando proyectos de terapia grupal como el sistema maestro-esclavo. Paralelamente, se está buscando que el sistema maestro-esclavo sirva de plataforma para que funcione como órtesis para pacientes con lesión medular. (Ídem).

Alrededor del mundo, se ha de estar desarrollando otro tipo de tecnología útil para todos estos pacientes, por lo que se podría decir que en un futuro no muy lejano aparecerán en los medios de comunicación nuevos prototipos de aparatos especializados en rehabilitación.

2.1.15 Aplicaciones en el entorno del individuo

El entorno, es un medio que a pesar de ser el ambiente en el que el ser humano se desenvuelve, no se contempla tan a menudo; es de interés para este tema en particular, debido a que también el ser humano con secuelas debe desplazarse y hacer uso del sistema urbano, por ejemplo.

Una de las finalidades de conocer como se mueve un individuo es también saber cuales son sus deficiencias y sus necesidades, como lo podría ser simplemente el uso de rampas para personas que requieren de una silla de ruedas; o tan común para la población en general, banquetas bien establecidas, en las que al ser bien diseñadas, no ponen en riesgo la misma vida de una persona.

Con base en la continuación de estudios como el que se presenta, se pueden diseñar barandales que cubran necesidades específicas, escalones con una altura determina estandarizada, características de los pisos en las áreas públicas, etc.

De esta forma, se puede decir que para poder conocer la biomecánica del ser humano es fundamental entender el funcionamiento de cada estructura, sus capacidades y limitaciones, sin olvidar las características físicas y mecánicas que los hacen útiles; fuerzas, equilibrio, balanceo, entre otras.

Es de vital importancia remarcar la diferencia entre necesario e indispensable debido a que el cuerpo humano es un conjunto de elementos y componentes que en caso de perder alguna estructura o función puede intentar compensar de diversas formas estas deficiencias; además de que es posible que al sumar algún movimiento se vean mejoradas algunas

acciones, pero no indica que no se puedan realizar de forma adecuada con las estructuras indispensables.

Para poder aplicar la biomecánica de la marcha y cualquier otro movimiento en la rehabilitación del ser humano es necesario saber interpretar cada una de las fuerzas y variables que componen la acción.

La forma de abordar la biomecánica de la marcha en este apartado, puede ser utilizada para el abordaje de la biomecánica de cualquier parte del cuerpo sin perder de vista que cada elemento tiene un fin predeterminado y sus variables se enfocan a realizar su cometido.

Este tipo de enfoque puede permitir la visualización de nuevos recursos para el mejoramiento de técnicas ya existentes de terapia, pudiendo ser base de formación de algoritmos, así como para la creación de aparatos y herramientas que favorezcan en cantidad y calidad a las personas afectadas.

2.2 Anatomía-funcional de la región de la pierna y pie.

Dentro de este apartado se describen anatómicamente las distintas estructuras del cuerpo humano mismas que son necesarias para realizar la marcha con respecto a la región de la pierna y del pie; dichas descripciones han sido basadas a partir de los libros de Anatomía de Moore y Dalley, (2003), Rouviere y Dalmas,(2005), Latarjet y Ruiz, (1999) y Gardner et al, (1981). Cabe mencionar que las imágenes presentadas en este apartado, son resultado de prácticas de laboratorio que se presentarán en un segmento posterior del trabajo.

2.2.1 Tejido óseo regional

✓ La tibia

Figura 2. Hueso: Tibia, hueso de mayor tamaño de la pierna



Fuente: elaboración propia

La tibia (Figura 2) es el segundo hueso más grande del cuerpo humano, se encuentra en la cara anterolateral de la pierna. Su extremidad proximal es muy grande ya que sus cóndilos medial y lateral se articulan con los cóndilos del fémur, puntos donde se sujetan algunos tipos de sockets, su cara superior es plana y comprende el platillo tibial medial y lateral. El cóndilo lateral posee una cara articular situada por debajo de la cabeza del fémur. La extremidad distal es más pequeña que la proximal y posee caras articulares contiguas al peroné y al astrágalo, primer hueso del tarso formando parte de la articulación del tobillo. El extremo distal se proyecta medial e inferiormente denominándose maléolo medial, el cual posee una cara articular en la porción lateral para la articulación con el astrágalo.

El borde lateral de la tibia es prominente en donde se inserta la membrana interósea, que favorece la articulación y cinemática de los huesos de la

pierna. El orificio nutricio, punto donde se irriga el hueso, en la tibia es el más grande de todo el esqueleto humano, el cual se encuentra en la cara posterior del tercio superior del hueso.

✓ El peroné

Figura 3. Hueso: Tibia izquierda, Peroné derecha



Fuente: elaboración propia

El peroné (Figura 3), de igual forma, uno de los huesos largos del cuerpo, se sitúa postero-lateralmente a la tibia, colocándose en la cara lateral de la pierna. Tiene como finalidad ser un refuerzo y soporte de la tibia, aumentando la resistencia y brindando amortiguación.

La parte más estrecha del cuerpo peroneo se conoce como cuello del peroné. La extremidad proximal o cabeza tiene una forma irregular y en forma de botón, ésta dispone de una cara articular superior semi-aplanada y redondeada.

La extremidad distal del peroné o maléolo lateral forma una prominencia subcutánea en la cara lateral del tobillo que brinda un tope mecánico a la

articulación. El peroné está formado entonces por un vértice, una cabeza, un cuello, una cara peroneal y el maléolo lateral.

✓ Huesos del pie

Figura 4. Huesos del pie, vista inferior



Fuente: elaboración propia

El pie óseo es un conjunto de huesos ordenados que comprenden varias regiones, la primera en sentido supero-inferior denominada tarso, la siguiente denominada metatarso y en sentido anterior las falanges. Es decir, los huesos del metatarso y falanges se localizan por delante de la línea media de apoyo y los huesos del tarso por detrás. (Figura 4).

El tarso se compone de 7 huesos, el astrágalo, el calcáneo, el cuboide, el escafoide y las tres cuñas. Todos estos huesos en conjunto son los que favorecen el amortiguamiento y el asentamiento del pie sobre las superficies. De igual forma, estos huesos, junto con el metatarso, funcionan como un

sistema de muelleo intermitente que permite mayor estabilidad durante la marcha.

✓ **El astrágalo**

Es un hueso que se compone de cuerpo, cuello y cabeza. Se apoya en los dos tercios anteriores del calcáneo y se articula también con la tibia, peroné y escafoides, es el hueso del tarso que se encuentra más proximalmente. Su cara superior soporta todo el peso del cuerpo, que es transmitido desde la tibia.

El cuerpo tiene forma cuboidal, tiene una cara superior denominada tróclea que se articula con la cara inferior de la tibia, de igual forma, tiene otras dos caras articulares, una para la cara articular medial del maléolo lateral y la otra para la cara articular lateral del maléolo medial que lo envuelven y le brindan soporte estructural. El cuerpo tiene una apófisis posterior con un tubérculo medial y otro lateral.

✓ **El calcáneo**

Es un hueso con forma de bloque rectangular con un borde postero-inferior redondeado en forma de semiluna que funciona como mecedora y sirve de primer contacto para el asentamiento del pie, es el hueso más grande y robusto del pie y también el primero en osificarse, se articula por arriba con el astrágalo y por delante con el cuboides.

Este hueso se encuentra por debajo del astrágalo, su cara posterior se separa por delante por el surco del calcáneo, por delante de este se encuentra el sustentado con el talus.

La superficie lateral posee una cresta oblicua que se denomina tróclea peroneal.

✓ **El escafoides**

Es un hueso plano, ovalado y abarquillado que se sitúa entre la cabeza del astrágalo y las tres cuñas. En su cara medial inferior se observa un tubérculo rugoso, en el que se inserta el tendón del músculo tibial posterior.

✓ **El cuboides**

Tiene forma de cuña, sin embargo, posee un aspecto cuboidal del cual proviene su nombre, es el más lateral de los huesos del tarso, su cara posterior se articula con el calcáneo y los dos bordes anteriores se articulan con el cuarto y quinto huesos metatarsianos, y en su porción medial se articulan los huesos cuneiforme y escafoides.

✓ **Las cuñas**

Estos pequeños huesos tienen una forma peculiar que caracteriza su nombre; estos se conocen como la cuña medial, intermedia y lateral de acuerdo a su orden con respecto al resto del organismo; siendo la medial la más grande y la intermedia la más pequeña; estos huesos se articulan por detrás con el hueso escafoides y por delante con la base del correspondiente metatarsiano.

Y en forma adicional, sólo la cuña lateral se articula con el hueso cuboides por lo que a éste último hueso se le llama pseudocuña también, de acuerdo con algunos autores.

✓ El metatarso

Figura 5. Huesos del metatarso



Fuente: elaboración propia

El metatarso es una región ósea que consta de cinco huesos metatarsianos (Figura 5). Estos huesos se enumeran a partir de la cara medial del pie hacia la cara lateral del mismo; cada uno tiene una base que se articula con los huesos del tarso, en particular con las cuñas y el hueso cuboides, un cuerpo y una cabeza que se articula con las falanges proximales.

El segundo hueso metatarsiano se encuentra entre las cuñas medial y lateral. La cabeza de los metatarsianos soporta parte del peso corporal durante la marcha. La base del V metatarsiano dispone de un gran tubérculo que funciona como soporte estructural antes de la fase de despegue del pie durante la marcha funcionando como eje de movimiento.

✓ Las falanges

Figura 6. Huesos falanges: proximal, medio y distal



Fuente: elaboración propia

Las falanges que componen a los orfejos del pie son 14 huesos cortos cuboideos, siendo sólo 2 las que componen al primer orfejo del pie comúnmente conocido como “dedo gordo”, éste tiene dos falanges robustas, la proximal y la distal, mientras que el resto de los orfejos poseen tres falanges cada uno, una proximal, una medial y una distal que tiene una terminación más afilada; cada falange se compone de una base, un cuerpo y una cabeza. (Figura 6).

2.2.2 Tejido muscular regional

A continuación se mencionan en forma de dos tablas (Tabla 1 y 2) los músculos de la región en estudio, así como sus inserciones y funciones.

Tabla 1. Músculos de la pierna

Músculo	Inserción	Función
Región Anterior de la Pierna		
Tibial Anterior	<u>Proximal:</u> Tuberosidad anterior y ext. de la tibia Ligamento interóseo Cara externa de la tibia Cara profunda de la aponeurosis tibial <u>Distal:</u> 1 cuña Extremidad posterior del 1er. Metatarsiano	Flexión dorsal del pie y dedo gordo Rotación interna y aducción del pie.

Extensor común de los dedos	<u>Proximal:</u> tuberosidad externa de la tibia. Cara interna del peroné Ligamento interóseo Cara profunda de la aponeurosis tibial <u>Distal:</u> Extremidades posteriores de las segundas falanges y superior de las terceras falanges de los 4 últimos dedos.	Flexión dorsal del pie y del dedo gordo. Rotación interna y aducción del pie.
Extensor propio del dedo gordo	<u>Proximal:</u> cara interna del peroné. Ligamento interóseo <u>Distal:</u> Bases de las dos falanges del dedo gordo	Extensión del dedo gordo Flexión, aducción y rotación int. del pie
Peronéo Anterior	<u>Proximal:</u> Cara interna del peroné <u>Distal:</u> base del quinto metatarsiano	Flexión dorsal y abducción y rotación externa del pie.
Región Externa de la Pierna		
Peronéo Lateral Largo	<u>Proximal:</u> Cara anteroexterna de la cabeza del peroné Borde anterior del peroné y tabique intermuscular Borde externo del peroné <u>Distal:</u> tubérculo externo de la base del primer metatarsiano	Flexión plantar rotación externa y abducción del pie
Peronéo Lateral Corto	<u>Proximal:</u> Cara externa, borde anterior y externo del peroné Tabiques aponeuróticos musculares <u>Distal:</u> Extremo posterior del 5to metatarsiano	Flexión plantar Rotación ext. y rotación int. del pie
Región Posterior de la Pierna		
Gemelos	<u>Proximal:</u> Interno: Cóndilo interno del fémur Externo: Cóndilo externo del fémur <u>Distal:</u> Se unen al tendón del M- Sóleo para formar el tendón de Aquiles que se inserta en la cara posterior del 5to metatarsiano	Flexión plantar del pie
Sóleo	<u>Proximal:</u> Cabeza y cara posterior borde externo del peroné Línea oblicua y borde interno de la tibia <u>Distal:</u> Tendón de Aquiles en la cara posterior del calcáneo.	Flexión plantar del pie
Plantar Delgado	<u>Proximal:</u> Cóndilo externo del fémur. Cápsula de la rodilla Tendón gemelo externo <u>Distal:</u> Borde interno del tendón de Aquiles y calcáneo	Flexión plantar del pie
Poplíteo	<u>Proximal:</u> Cóndilo externo del fémur <u>Distal:</u> Línea oblicua y cara posterior de la tibia	Flexión de la pierna sobre el muslo

Flexor Largo común de los dedos	<u>Proximal:</u> Línea oblicua y cara posterior de la tibia <u>Distal:</u> 4 tendones a la base de la 3er. Falange de los 4 últimos dedos.	Flexión de los 4 últimos dedos Flexión plantar.
Tibial Posterior	<u>Proximal:</u> Línea oblicua y cara posterior de la tibia Cara interna del peroné Ligamento interóseo <u>Distal:</u> Tubérculo del escafoides con expansiones a las 3 cuñas y 3 metatarsianos medios.	Flexión plantar Aducción y rotación del pie
Región Interna de la Pierna		
Flexor largo del dedo gordo	<u>Proximal:</u> Cara posterior del peroné Ligamento interóseo Tabique fibroso intermuscular <u>Distal:</u> Base de la 2da falange del dedo gordo	Flexión del dedo gordo

Fuente: elaboración propia, (Moore y Dalley, 2003; Rouviere y Delmas, 2005)

Tabla 2. Músculos del pie

Músculo	Inserción	Función
Región Dorsal del Pie		
Pedio	<u>Proximal:</u> parte anterior y superior del calcáneo <u>Distal:</u> Base de la primera falange del dedo gordo	Extensión de los dedos
Región Plantar Interna		
Aductor del dedo Gordo	<u>Proximal:</u> Tuberosidad posterior interna Aponeurosis plantar <u>Distal:</u> Base de la primer falange del dedo gordo	Flexión del dedo gordo
Flexor Corto del Dedo Gordo	<u>Proximal:</u> Cara inferior del cuboides 3ª Cuña <u>Distal:</u> Parte interna de la 1ª falange del dedo gordo	Flexión del dedo gordo
Abductor del Dedo gordo	<u>Proximal:</u> Cara inferior del cuboides y metatarsianos Articulaciones metatarsofalángicas 4 últimos dedos <u>Distal:</u> Sesamoideo y base de la primera falange del dedo gordo	Abducción flexión del dedo gordo
Región Plantar Externa		
Abductor del 5to dedo	<u>Proximal:</u> tuberosidad externa del calcáneo Aponeurosis plantar <u>Distal:</u> parte externa de la base de la 1er. Falange del 5to dedo	Abducción Flexión del 5to dedo
Flexor corto del 5to dedo	<u>Proximal:</u> Vaina del peronéo Base del 5to metatarsiano	Flexión del 5to dedo

	<u>Distal:</u> Base de la 1er. Falange del 5to dedo	
Región Plantar Media		
Flexor corto plantar	<u>Proximal:</u> tuberosidad del Calcáneo Cara profunda de la aponeurosis plantar <u>Distal:</u> 4 tendones en la base de la segunda falange de los 4 últimos dedos	Flexión de los 4 últimos dedos
Accesorio del plantar largo	<u>Proximal:</u> Cara interna del Calcáneo Tuberosidad externa del calcáneo <u>Distal:</u> Tendones del flexor largo común de los dedos	Flexión de 4 últimos dedos
Lumbricales	<u>Proximal:</u> Ángulos de bifurcación de los tendones flexores Parte interna de 1ª falange del 2do. al 5º dedo	Extensión de la 2ª y 3ª falange
Interóseos Dorsales	<u>Proximal:</u> Cara externa del 1er. Metatarsiano e interna del 2º Cara externa de 2º metatarsiano e interna del 3º <u>Distal:</u> cara interna del 1º falange del 2º dedo parte externa de la 1ª falange del 3er dedo parte externa de la 1ª falange del 4to dedo	Alejan los dedos de la media del pie

Fuente: elaboración propia, (Moore y Dalley, 2003; Rouviere y Delmas, 2005)

2.2.3 Principal inervación de la región

La inervación de la extremidad inferior esta dada por la cauda equina, raíces nerviosas que resultan de la terminación distal de la medula espinal; de estas raíces nerviosas se obtienen las funciones sensitivas y motoras del muslo, pierna, tobillo, y pie, de tal forma que surgen a lo largo de todo el trayecto nervioso distintos nervios que dan funcionalidad a músculos y otras estructuras. A continuación se encuentra una tabla con los nervios propios de la región infrapatelar. (Tabla 3)

Tabla 3. Inervación de la región infrapatelar

NERVIOS	MÚSCULO INERVADO
Nervio ciático popíteo	(m. tibial anterior)
Nervio musculo cutáneo	(m. peroneo lateral largo, peroneo lateral corto)
Nervio ciático popíteo interno	(m. gemelos, sóleo, plantar delgado, popíteo)
Nervio ciático popíteo externo	(m. extensor común de los dedos)
Nervio tibial posterior	(m. soleo, flexor largo común de los dedos, tibial posterior, flexor largo del dedo gordo)

Nervio tibial anterior	(m. tibial anterior, extensor común de los dedos, extensor propio del dedo gordo, peroneo anterior, pedio)
Nervio plantar interno	(m. aductor del dedo gordo, flexor corto del dedo gordo, flexor corto plantar, accesorio del plantar largo, lumbricales)
Nervio plantar externo	(m. flexor corto del dedo gordo, abductor del dedo gordo, abductor del 5to dedo, flexor corto del dedo, accesorio del plantar largo, interoseos dorsales, lumbricales)
Nervio lumbrical	(m. lumbricales)

Fuente: elaboración propia modificado de Moore y Dalley, 2003; Rouviere y Delmas, 2005

2.2.4 Articulaciones y otras estructuras

Las articulaciones involucradas se mencionan en apartados anteriores incluidos sus ejes de movimiento y sus grados de libertad.

*La circulación sanguínea y linfática no se mencionan por no ser de vital importancia su descripción en esta investigación

2.3 Prótesis transtibial

La amputación a nivel transtibial ocurre al menos dos veces tan frecuente como lo ocurre en otros niveles. Porque aproximadamente el 90% de todas las amputaciones involucra la extremidad inferior. La mayoría de pacientes con amputación que son vistos por profesionales en el cuidado de la salud tienen una amputación a nivel transtibial. (Castillo Moreno, A., s.f.).

Históricamente, las amputaciones han sido utilizadas por los cirujanos como el último recurso viendo este hecho como una falla en los tratamientos convencionales. Las técnicas quirúrgicas actuales han dado por resultado muñones residuales que son difícilmente adaptados a prótesis lo que de igual forma compromete la rehabilitación de este tipo de pacientes. (Ídem).

Una prótesis es un dispositivo complejo que debe ser adecuado para cada paciente, es decir individualizada. Para lograr una adaptabilidad y alineación adecuadas, se requiere el seguimiento del paciente para dar mantenimiento a la prótesis así como hacerle reparaciones y ajustes según el estilo de vida de cada paciente y su nivel de actividad. (Ídem).

En los últimos 10 años, los materiales empleados para la construcción de prótesis han cambiado radicalmente permitiendo el uso de prótesis más funcionales y más duraderas. De igual manera, se ha tenido que recurrir a nuevas formas de terapia, en la que los fisioterapeutas deben conocer los principios de mecánica y biomecánica de las prótesis transtibiales. (Ídem).

2.3.1 Componentes de una prótesis transtibial

Una prótesis tiene cuatro componentes básicos de relevancia:

- ✓ El “socket” y su interface (receptáculo del miembro residual)
 - ✓ El mecanismo de suspensión
 - ✓ La espinilla o espinillera
 - ✓ El pie protésico
-
- ✓ **Socket transtibial e interfases**

Socket

El “socket” (En este trabajo también se le llamará Copa o receptáculo del muñón). Es la porción de la prótesis que hace contacto con el miembro residual del paciente, y dispersa la presión aplicada al mismo. Está diseñado

para contener y dar soporte al miembro residual durante la etapa de carga del peso y transmisión de fuerzas en la fase de control de asentamiento de la prótesis de pie.

Uno de los primeros sockets desarrollados es el PTB, siglas que surgen del nombre “Patellar Tendon Bearing” (Carga sobre tendón patelar o rotuliano), desarrollado en los años 1950 y que hasta la fecha sigue siendo el socket más utilizado (Lusardi y Nielsen, s.f.).

En las primeras versiones de este diseño de socket, se tomaban lingotes de material en bruto, como lo que es aluminio o madera. Se escarbaba la forma del muñón dentro de estos lingotes para generar el receptáculo (Ídem).

Esta metodología de creación de sockets llevaba al paciente al desarrollo de edemas en el miembro residual, causadas por la presión aplicada al tejido suave que cubre al miembro residual.

A partir de la experiencia obtenida con los primeros diseños de sockets por parte de los protesistas, se desarrolló el concepto del Socket PTB de “Contacto total” o de “Carga total de la superficie”. En teoría el diseño de “Contacto total” distribuye las presiones de carga sobre la superficie total del miembro residual; incluyendo contacto moderado sobre la región distal del muñón (Chu-Lung Wu, et al, 2003; Lusardi y Nielsen, s. f.).

La distribución equitativa de la presión de carga sobre el miembro residual, reduce el efecto de carga sobre un punto específico, permitiendo con esto una sensación de mayor comodidad al usar la prótesis. Otro de los beneficios que proporciona este diseño de socket es que reduce la posibilidad de aparición d edemas en el miembro residual (Ídem).

Otros sistemas socket-sujeción

Para que un sistema de prótesis sea el adecuado depende de su forma de sujeción al igual que de otros componentes, sirviendo como una continuación del miembro amputado. Sin embargo, es de vital importancia que éste posea dentro de sus características la capacidad de ser confortable. Todo tipo de mecanismo de suspensión o sujeción requiere cubrir con 2 metas, la primera es mantener firmemente la prótesis al muñón y la segunda es asentarse cómodamente. Para lograr la comodidad y el soporte mecánico es necesario que sea adecuado el sistema para evitar fricción innecesaria y fuerzas de torción (Ídem).

Existen diversas formas de sujeción de prótesis que han sido mejoradas a través de los años, cada una de ellas posee características específicas que les dan ventajas y desventajas unas de otras. A continuación se mencionan las más comunes e importantes.

a) *Malla* de neopreno, poliuretano, silicón o látex que se coloca alrededor del borde superior de la prótesis dirigida a la piel del muñón en sentido superior. Para ser efectiva debe cubrir varios centímetros sobre la prótesis y sobre la piel del muñón. Puede ser usada por pacientes con algún tipo de insuficiencia vascular (Lusardi y Nielsen, s.f.).

Ventajas: Parece ser un tanto cosmética. Es útil dentro del agua. Permiten el casi un total movimiento libre de la rodilla.

Desventajas: requiere ser diestro para colocar la malla en su lugar. No debe ser usada por personas que requieren la hiperflexión de la rodilla. Durabilidad limitada. Retiene humedad y calor. No debe ser usada en pacientes con artritis, debilidad o pérdida de sensibilidad.

b) *Supracondíleas*, PTS (patellar tendon-supracondylar) y SCSP (supracondylar –suprapatellar prosthesis. Son una banda que se coloca sobre la región distal del fémur que se sujeta del socket, pero depende de que el socket rodee los cóndilos femorales; de ésta forma, se dice que la prótesis cuelga de los cóndilos (Ídem).

Ventajas: brindan estabilidad medio-lateral en las del tipo PTS sobre todo en pacientes con daño ligamentario o con un muñón corto. Y antero-posterior adicional en las de tipo SCSP.

Desventajas: no son efectivas en pacientes obesos o con pobre definición en los cóndilos femorales. No son tan cosméticas porque el socket posee paredes más elevadas. Requiere mayor tiempo para su construcción.

c) *Cuff*, es otra forma de sujeción que captura los condilos femorales que está basada en un sistema de piel en forma de cruz atada a la parte medial y lateral de las paredes de la prótesis discretamente superior a la línea media. Esta X se coloca sobre la rotula y se distribuye alrededor de la parte posterior del muñón sobre los condilos femorales y se sujetan por medio de puntos de unión. Estos puntos de unión son importantes para la comodidad del paciente (Lusardi y Nielsen, s.f.).

Ventajas: puede ser usado por pacientes con porciones medianas de muñón residual. Ayuda a eliminar la hiperextensión de la rodilla. Es económico.

Desventajas: si no está atada adecuadamente, el paciente necesitará apretar más la cinta de piel comprometiendo la circulación. Dificulta la flexión de la rodilla. El Cuff puede rotar ocasionando dificultad en la de ambulación. Difícil de utilizar en obesos.

d) *Cinturón en la cintura con soporte anterior*, hecho de piel generalmente, puede ser usado durante el entrenamiento del paciente y puede usarse debajo o sobre la ropa (Ídem).

Ventajas: El soporte anterior normalmente es elástico para aportar mayor longitud cuando esta es necesaria y favorecer la extensión de la rodilla. Puede ser utilizado inmediatamente después de la cirugía. Fácil de acomodar

Desventajas: es difícil manejarlo debajo de la ropa, no es fácil de emplear por pacientes con pérdida de la sensibilidad o por pacientes con dificultad en la visión.

e) *Succión en bola “roll-on” con seguro de bloqueo*, la mayoría de los intentos ha tenido resultados limitados debido a que la región posee suficientes partes blandas y topografía irregular obstaculizando que el vacío se conserve. Sin embargo, con el advenimiento del silicón y otros plásticos, es más factible conseguir el objetivo de mantener el socket por medio de fricción sobre el muñón sin lesionar la piel gracias al uso de algún tipo de calceta o alineador protésico. Este mecanismo funciona gracias a que al introducir el muñón y liberarse el aire a través de una válvula, se crea un vacío que no permite que se extraiga el muñón del socket (Lusardi y Nielsen, s.f.).

Ventajas: lo pueden utilizar pacientes con piel sensible y frágil.

Desventajas: costo elevado, limpieza difícil, requieren más mantenimiento.

f) *Thigh corset o Lacer con uniones laterales*, las versiones tradicionales de corset están hechas de piel cerrados por medio de cintas. La compresión del tejido blando es distribuido en sentido proximal, reduciendo fuerzas sobre el muñón. Las uniones laterales brindan estabilidad medio-lateral (Ídem).

Ventajas: distribuyen las fuerzas de varo y valgo del centro hacia las uniones laterales. Tiene la posibilidad de incorporar otros puntos para mejorar la estabilidad antero-posterior de la rodilla. Absorbe la carga vertical.

Desventajas: cosméticamente inadecuados, ajuste y limpieza difíciles.

Interfases del socket transtibial

Entre las partes que constituyen a una prótesis transtibial se encuentran las interfases que se encuentran entre el socket y la piel del paciente, cada tipo de interfase posee sus propias ventajas y desventajas.

En el caso del *socket duro* se tiene una interfase de plástico rígida revestida con una calceta sin otros aditamentos. La principal ventaja es en este tipo es que si está bien ajustado el socket evitará fricción y desplazamiento del muñón dentro del socket además de ser más higiénico al ser fácilmente limpiado. Sin embargo, existen desventajas como la dificultad de ser modificado y requiere mayores cuidados del muñón (Lusardi y Nielsen, s.f.).

La interfase más comúnmente utilizada es la *calceta protésica*, esta logra amortiguar las fuerzas aplicadas, permite ajustar el socket a la piel cuando la piel presenta cambios de volumen y retiene la humedad durante la deambulación (Ídem).

Éstas se pueden conseguir de diversos materiales, tallas y grosores, por lo que se debe buscar que no aprieten, ni formen dobleces para evitar discomfort y lesiones en la piel. Algunos tipos de envolturas funcionan como el fieltro evitando humedad dentro del socket al eliminar la sudoración manteniendo un ambiente interno seco que brinda mayor durabilidad en el

ajuste. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que para mantener limpia la unidad deben ser cambiadas las calcetas diariamente (Ídem).

El alineador suave o blando, también llamado “soft liner” es otro tipo de interfase que está diseñado para pacientes con piel delicada o con prominencias óseas, al igual que para pacientes con altos grados de actividad debido a que brinda protección adicional (Ídem).

Generalmente es diseñado al mismo tiempo que una base rígida para que exista un mayor ajuste. Están hechos de materiales elásticos que de igual forma posean características específicas de fricción. Mas sin embargo, algunos materiales poseen características absorbentes que retienen el sudor que puede dificultar la limpieza del mismo.

Existen asimismo, *alineadores de bola o en “roll-on”*, estos absorben fuerzas de presión que ocurren entre la prótesis y el muñón durante la marcha. Están hechos de silicón que brinda cierta elasticidad y textura. Estos difieren de los blandos debido a que se aplican directamente sobre el muñón aunque pueden utilizar calcetas protésicas entre el alineador y el socket, pero no entre el alineador y la piel (Lusardi y Nielsen, s.f.).

Aparentemente dispersan las fuerzas de presión y fricción así como proveen de amortiguación y al igual que el alineador blando, pueden ser usados por pacientes con piel delicada o con prominencias óseas.

Finalmente se encuentra el *socket elástico dentro de un marco rígido*; el socket fabricado en ocasiones con material termoplástico y el marco rígido con el mismo material termoplástico endurecido con resina. Funciona prácticamente igual que el socket rígido antes descrito. Este adicionalmente parece brindar mayor confort y disipación de calor (Lusardi y Nielsen, s.f.).

✓ **Mecanismo de suspensión**

Estos dispositivos pueden estar integrados en distintas partes de la prótesis, su función es dar amortiguamiento a la prótesis; en algunos casos de prótesis, no es necesario este componente debido a que el resto de las partes de la prótesis cubren en conjunto con esta característica tal como lo son algunos tipos de interfases o el material y estructura con la que se hace el pie protésico. Además de estos componentes, se pueden añadir amortiguadores mecánicos, de aire, entre otros; o bien se pueden integrar sistemas de muelleo. Estos mecanismos se deben tomar en cuenta principalmente en pacientes con alto gasto energético por su nivel de actividad (Camelo Ulloa, K. J. 2007, Chu-Lung Wu, et al, 2003).

✓ **Espinilla o espinillera**

Existen dos tipos de prótesis de acuerdo a su conformación de soporte estructural, las de acabado endo-esquelético y las de acabado exo-esquelético.

Las primeras mencionadas poseen un sistema de soporte interno en la que el peso del cuerpo es cargado por una barra rígida central; el material debe ser lo suficientemente fuerte para soportar al paciente durante fases estáticas y dinámicas. Estas prótesis poseen una recubierta externa de distintos materiales que simulan estéticamente a la pierna, la cual puede ser de hule espuma blando recubierta con látex o nylon por mencionar ejemplos. La principal ventaja de este tipo de prótesis con soporte interno es su facilidad para ser ajustadas por lo que se pueden emplear para iniciar con la rehabilitación protésica (Lusardi y Nielsen, s.f.).

El otro tipo de prótesis, de acabado exoesquelético, posee paredes externas que proveen soporte de la misma manera que el interno; el espacio que poseen en el interior puede ser relleno con distintos materiales para simular el peso adecuado para cada paciente; la mayor ventaja es que este sistema es mas durable por lo que es utilizado generalmente por personas con altos niveles de actividad. Sin embargo, poseen una desventaja que es su falta de posibilidad para ser ajustadas una vez terminadas por lo que no se pueden alinear fácilmente. De igual manera, este tipo de diseño puede ser más económico en la producción en serie siempre y cuando se posea el equipo para su realización (Ídem).

En cuanto a lo que refiere al pie protésico en ambos casos, debe embonar íntimamente dentro del zapato para prevenir movimientos internos, pero no deben estar tan embonados como para imposibilitar su funcionalidad; la alineación del pie protésico dentro del zapato influyen en la prótesis entera, de tal forma que este es un punto importante para la adaptabilidad del paciente con la prótesis. Se requiere entonces la alineación de la prótesis en cada tipo de zapato.

✓ **Prótesis de pie y selección**

Con respecto de la selección de la prótesis más adecuada, el factor principal es el nivel de actividad del usuario. Con respecto de esto se debe considerar que el pie protésico adecuado para el usuario le permitirá caminar de manera rápida y eficiente. También le permitirá alcanzar una longitud equivalente al paso, con respecto del miembro remanente y el miembro completo y funcional.

En segundo término, se considerará el nivel actual de actividad del paciente y como se puede obtener un nivel de actividad más alto en un futuro para el usuario. Debido a esto se deben considerar todas las características

inherentes a cada clase de prótesis a continuación se presenta la Tabla 4 que resume de manera rápida y concisa las características de cada familia de prótesis de pie:

Tabla 4. Análisis de prótesis de pie

Clase	Característica funcional	Indicaciones Generales	Ventajas	Desventajas
SACH	Absorbe el impacto del contacto inicial. Provee una superficie estable para la marcha.	Para ambulación limitada en la comunidad, para ambulación en casa. Para caminata.	Bajo costo. Durable. Para nivel básico a medio de rehabilitación de la marcha.	Falta de flexibilidad estructural.
Un solo eje	Asegura una transición rápida de talón a pie asentado. Proporciona estabilidad a la rodilla en la respuesta a la carga.	Reduce la flexión de la rodilla durante el momento de respuesta a la carga.	Incrementa la estabilidad en primera instancia del paso. Provee estabilidad transfemoral efectiva para la rodilla.	Incremento en el costo. Incremento en el peso de la prótesis. Requiere mantenimiento.
Multi-ejes	Movimiento en tres planos o ejes.	Se adapta a terreno disparejo. Reduce la flexión de la rodilla al momento de la respuesta de carga.	Reduce el riesgo de deformación por estrés en el miembro residual. Asegura una rápida posición plantar del pie. Se adapta al terreno.	Incremento en el costo. Incremento en el peso de la prótesis. Requiere mantenimiento
Quilla Elástica	Transición suave durante el ciclo de la marcha	Permite ambulación en la comunidad	Permite transición suave entre distintas fases de la marcha. Reduce laceraciones en la piel del muñón.	Respuesta limitada en la estancia terminal del paso.
Respuesta Dinámica	Estructura flexible que se comprime. La quilla se deforma para absorber y liberar energía.	Cadencia variable. Para alta actividad o actividad atlética.	Altamente responsivo. Almacena y libera energía.	Alto costo. Puede ser difícil de finalizar cosméticamente.

Fuente: Michelle M. Lusardi, Caroline C. Nielsen “Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation” Second edition, Ed. Saunders Elsevier. 2007. ISBN -13:978-0-7506-7479-9. ISBN-10:0-7506-7479-2

En Estados Unidos de América el Centro de Servicios para Cuidados Médicos (The Center for Medicare Services, TCMS) desarrolló una tabla

comparativa que les permite seleccionar la prótesis adecuada para los pacientes que se encuentran tratando. Esta Tabla 5 considera las actividades vocacionales y recreacionales del paciente como un factor clave para la selección de la prótesis más adecuada. A continuación se presenta:

Tabla 5. Niveles de actividad de los pacientes según TCMS

Modificador de Nivel Actividad	Habilidades deseadas	Componentes
K0	No ambulatorio: No puede ambular o transferirse de manera segura con o sin la ayuda de un asistente. La prótesis no permite calidad de vida o movilidad.	Ninguno, o Prótesis fabricadas de manera rústica por el paciente.
K1	Ambulación limitada o no limitada dentro del hogar: Puede utilizar la prótesis para ambular o transferirse en superficies niveladas usando una cadencia estable.	SACH, Pie de un solo eje.
K2	Ambulación limitada dentro de la comunidad: Puede sortear obstáculos de bajo nivel como lo son las aceras, escaleras y superficies dispares.	SACH, Quilla elástica, Pie de un solo eje, Pie de Múltiples ejes.
K3	Ambulación en la comunidad: Puede ambular con cadencia variable y sortear la mayoría de las barreras del entorno comunitario. Realiza actividades vocacionales, terapéuticas o atléticas que demandan un uso más complejo que el de la simple locomoción.	SACH, Quilla elástica, Pie de un solo eje, Pie de Múltiples ejes, Pie de respuesta dinámica.
K4	Alto nivel de actividad: Niños, adultos activos o atletas que requieren exceder las necesidades básicas de ambulación, o que desean realizar actividades de alto impacto, fuerza o alto nivel de energía	Realizar estudio individualizado de la necesidad del paciente y seleccionar una prótesis o fabricar una prótesis a medida.

Fuente: Michelle M. Lusardi, Caroline C. Nielsen “Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation” Second edition, Ed. Saunders Elsevier. 2007. ISBN -13:978-0-7506-7479-9. ISBN-10:0-7506-7479-2

Esta tabla permite acortar los tiempos de selección e implantación de una prótesis al paciente. Los retrasos en la implantación de una prótesis a un paciente, generalmente se deben a la condición en la que se encuentra el miembro residual o muñón. Es considerable el retraso generado para la reintegración del paciente al trabajo, con respecto de la selección de la

prótesis y el tiempo que requiere el paciente para rehabilitar la marcha con la misma (Engstrom et al., 1999, Lusardi y Nielsen, s.f.).

Dentro de la tabla anterior no se toma en cuenta el factor de los costos correspondientes a las distintas prótesis.

En general, entre más sofisticado sea el diseño de la prótesis, más elevado será su costo y mayor necesidad de mantenimiento requerirá. El factor mantenimiento es un factor que el usuario que no cuenta con tiempo suficiente para agendar citas regulares para llevar su prótesis a mantenimiento, debe considerar antes de adquirir un diseño sofisticado (Engstrom et al., 1999).

Lo más importante a considerar durante la etapa de la selección de la prótesis es que la decisión, debe considerarse como un trabajo en equipo entre el protesista y el usuario. La responsabilidad del protesista es educar al usuario con respecto de las distintas características y capacidades de los diseños de prótesis. La responsabilidad el usuario es involucrarse en los componentes y opciones de diseños de las prótesis; lo cual resultará en una mejor rehabilitación y desempeño de actividades. (Engstrom, B., et al 1999).

Una mala selección de prótesis puede resultar en un desempeño del funcionamiento pobre con respecto de la misma; contribuyendo a desanimar al paciente.

Una prótesis bien seleccionada y ajustada, puede ayudar al paciente a alcanzar y mantener un nivel de actividad, integrar el uso de la prótesis a actividades diarias; rehabilita la marcha y restituye el ánimo del paciente en conjunto con muchos de los aspectos de importancia en su vida.

2.3.2 La adaptabilidad paciente-prótesis

Durante el empleo de las prótesis surgen distintos inconvenientes como lo pueden ser las lesiones ocasionadas por las mismas prótesis en los muñones de los pacientes, así como dificultad para el uso de las mismas; otro problema que surge en algunos pacientes es la falta de sensibilidad en el extremo distal del muñón por lo que puede ser un factor de riesgo para complicar la situación propia del paciente (N.I.D.R.R., 1998; Lusardi y Nielsen, s.f.).

Debido a ello, es imprescindible, que el médico, el protesista, y el rehabilitador deben formar un equipo multidisciplinario y cubrir con cada aspecto fundamental iniciando desde la construcción de la prótesis según las demandas del paciente, previamente consultado por el médico, hasta el seguimiento del rehabilitador y del médico según sea conveniente.

De tal manera, que aparecen factores que intervienen en la correcta y adecuada rehabilitación del paciente incluido el seguimiento del caso.

✓ Importancia de la forma y tamaño del muñón

A menudo, las prótesis que les son entregadas a los pacientes que acaban de ser amputados reciben el nombre de prótesis temporales o preparatorias cuya meta es permitir al paciente iniciar con la deambulaci3n y a la rehabilitaci3n protésica. Este tipo de prótesis no posee funda cosmética debido a que es la etapa en la que el paciente sufre variaciones en su muñ3n como proceso de maduraci3n del mismo. El tama1o y la forma del muñ3n residual usualmente cambia significativamente cuando el nuevo paciente deambula con su primera prótesis. Existe p3rdida de volumen por lo que se requiere la fabricaci3n de distintos tama1os de sockets para este tipo de pacientes durante los primeros 3 a 6 meses del uso protésico; de tal

manera que la pérdida de volumen y forma del muñón son el factor clave para seleccionar el tipo de socket y su tamaño (Lusardi y Nielsen, s.f.).

La prótesis definitiva es ideal cuando el tamaño del muñón del paciente se ha estabilizado y generalmente es advertido cuando el paciente no cambia de socket o medias por varias semanas o meses, o cuando las medidas del muñón permanecen siendo las mismas en ese periodo de tiempo. La mayoría de prótesis definitivas deben ser cómodas y funcionalmente adecuadas durante 3 a 5 años en niveles normales de actividad del paciente.

✓ **Evaluación del ajuste protésico**

La habilidad para evaluar el ajuste de las prótesis transtibiales requiere atención para detallar, entrenar y acumular practica experimental. Porque muchos pacientes con amputación transtibial tienen problemas de tipo sensorial en sus muñones residuales por lo que son sujetos frecuentemente de abrasiones, úlceras en la piel e infecciones. El socket debe ajustarse objetivamente y se le debe enseñar a los pacientes para inspeccionar su piel en busca de marcas que indican una inadecuada distribución de fuerzas y buscar abrasiones e irritación. Para poder determinar objetivamente que tan bien se ajusta el socket al muñón es necesario realizar evaluaciones periódicas con un breve interrogatorio inicial, inspección y pruebas específicas (Ídem).

En la inspección o evaluación visual se deben buscar los puntos antes mencionados; dentro de las pruebas específicas se encuentran, la prueba de polvo que consiste en colocar talco o algún polvo similar en el fondo del socket, introducir el muñón y el resultado esperado es que una pequeña cantidad de polvo aguarde en el fondo del socket por su redistribución por las paredes del socket; si quedara mucho talco en el fondo indica que el muñón no entra lo suficiente en contacto con el socket. (Ídem).

La prueba de la bola de arcilla que busca conocer si el muñón residual asienta apropiadamente dentro del socket. Y la prueba del lápiz labial, que ayuda a encontrar zonas localizadas de dolor; esta consiste en aplicar una pequeña cantidad de lápiz labial en la superficie externa de una calceta sobre la zona dolorosa del muñón, se introduce el muñón dentro del socket y si la zona de dolor del muñón es por presión, se transferirá el lápiz labial a la pared del socket. La mayoría de las veces en pacientes que sufren de un dolor nuevo cuando antes ya usaban prótesis es a causa de cambios en el volumen del muñón, zapatos con diferente altura o peso y cambios en el nivel de actividad del paciente. (Ídem).

✓ **Alineación**

Un punto que no se debe perder de vista es la alineación de la prótesis que es definida como la relación entre el socket y el pie protésico; la alineación adecuada es influenciada por el patrón de marcha propia del paciente, la característica funciona del pie protésico, la condición y la tolerancia al dolor del muñón y las metas funcionales del paciente. La alineación posee un impacto de confort y gasto de energía durante la marcha (Díaz y Veloz, s.f.; Guillén del Castillo y Linares, 2002; Lusardi y Nielsen, s.f.).

Para lograr una alineación adecuada, es necesario pasar por 3 pasos; el primero es la alineación de la prótesis en el laboratorio, el segundo es la alineación de la prótesis usada por el paciente estáticamente, en el que se toma en cuenta la simetría entre las espinas iliacas del paciente, si el paciente experimenta dolor o discomfort, si la rodilla esta mas flexionada o extendida que la otra sin amputación, entre otros. Y el tercer paso es con el paciente en dinámica basado en un análisis de la marcha integrado por la

transmisión de fuerzas del paciente desde el inicio de un paso hasta el siguiente tomando en cuenta una alineación frontal, transversas y sagital visto desde el frente, atrás y lados del paciente (Ídem).

No importa que tan bien se ajuste el socket al muñón siempre existirá torque en el muñón residual generado por la posición protésica del pie con respecto al centro del socket.

El muñón residual y la interfase protésica pueden ser pensadas como una pseudoartrosis con un centro de movimiento al centro del muñón. El muñón residual es esencialmente un objeto estacionario dependiente de la alineación del pie con el socket.

✓ **El pie protésico más adecuado**

Cuando se solicita la prescripción de un pie protésico o una recomendación con respecto de cómo seleccionar la prótesis más adecuada, se deben considerar varios elementos y características de las mismas, en conjunto con la clase funcional del pie.

Independientemente que se haga una selección adecuada con respecto de la clase funcional, se deben considerar otros factores de importancia. En primera instancia algo muy importante a considerar es el tipo de zapato que utilizará el paciente y la altura del tacón del mismo (Blanno, 2010).

Por ejemplo: Si una bota vaquera es el tipo de zapato que utiliza el paciente, se debe entonces considerar una prótesis que se acomode a la altura del tacón de la bota. *Si no se considera la altura del tacón, puede presentarse en el paciente severas desviaciones tanto en la marcha como en la cadera.* (Ídem).

De la misma forma el desempeño de la prótesis de verá afectado al grado de falla. Las prótesis comerciales están diseñadas para aceptar una elevación de $\frac{3}{4}$ " o 19mm en la parte del tacón. Elevación que es la que se observa en los diseños de zapatos de hombre (Ídem).

Otra característica importante a considerar es la resistencia de la prótesis a la humedad. Algunos pies son esencialmente resistentes al agua, mientras que otros deben de mantenerse siempre secos. Estas características son proporcionadas por el plástico y espuma que recubre las piezas mecánicas para brincar estética (Ídem).

Con respecto de la estética de la prótesis, se considera variable de acuerdo con las preferencias del usuario. Algunas prótesis se parecen mucho al pie anatómico, mientras que otras son completamente mecánicas en su diseño y no usan recubrimiento estético.

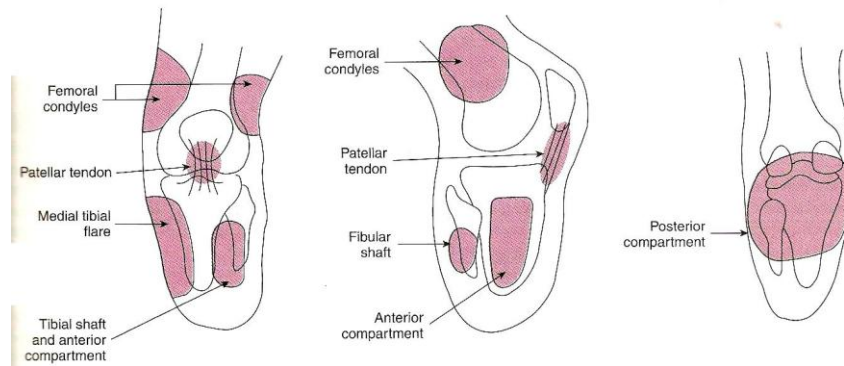
Algunas variaciones estéticas como venas, la forma de los ortejos, uñas de los ortejos, vello o manchas de la piel pueden se pueden añadir a las prótesis en caso de que sea requerido.

Estas características se añaden más por gusto del paciente que por funcionalidad.

✓ **Áreas tolerantes a la presión en el miembro residual transtibial**

El socket PTB y de contacto total, distribuye las presiones de carga durante la marcha, sobre varias superficies del miembro transtibial. Estas áreas incluyen el tendón patelar, la zona posterior poplítea, la espinilla del peroné (fabular shaft), la espinilla de la tibia (tibial shaft) y los cóndilos femorales (Lusardi y Nielsen, s.f.).

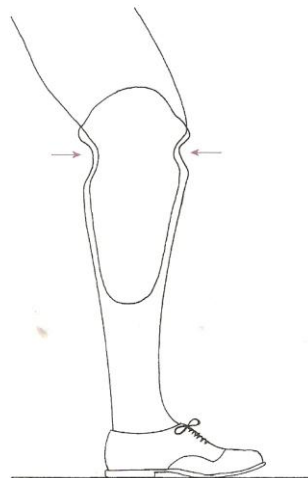
Figura 7. Áreas de presión del socket sobre el muñón



Fuente: Michelle M. Lusardi, Caroline C. Nielsen “Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation” Second edition, Ed. Saunders Elsevier. 2007. ISBN -13:978-0-7506-7479-9. ISBN-10:0-7506-7479-2

El diseño PTB posiciona el miembro residual de manera apropiada dentro del socket, formando una “*barra patelar anterior*” que carga al tendón patelar o rotuliano sobre su inserción en el tubérculo tibial y la zona poplítea posterior. De esta forma se puede obtener estabilidad en el miembro. En la Figura 7 se muestran las áreas donde se presiona el socket contra el miembro residual y se señala la “*barra patelar anterior*”. (Ídem).

Figura 8. Diseño PTB



Fuente: Michelle M. Lusardi, Caroline C. Nielsen “Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation” Second edition, Ed. Saunders Elsevier. 2007. ISBN -13:978-0-7506-7479-9. ISBN-10:0-7506-7479-2

El diseño PTB para el socket posiciona el miembro residual apropiadamente dentro del socket (cuenca) por medio del uso de lo que se llama anterior patellar bar o barra patelar anterior. La función de esta barra es cargar el tendón paletar sobre su inserción por arriba del tubérculo tibial y por atrás del hueco popíteleo diseñado para estabilizar el miembro residual en la barra paletar. (Figura 8). (Ídem).

La *medial tibial flare* es una de las zonas más tolerantes al peso en el miembro residual. El socket PTB debe ser conformado cuidadosamente, de tal forma que La *medial tibial flare* pueda descansar sobre una superficie de soporte contorneada a partir de la forma del muñón. De esta forma se logra obtener estabilidad. (Ídem).

Valiéndose de una ligera presión a lo largo de los *cóndilos femorales medial y lateral*, se proporciona estabilidad a lateral durante la fase de estancia de la marcha. Los protesistas cuidadosamente contornean los sockets con respecto de esta área, ya que el exceso de presión sobre los cóndilos mencionados puede causar incomodidad en el paciente. (Ídem).

✓ **Áreas intolerantes a la presión en el miembro residual transtibial**

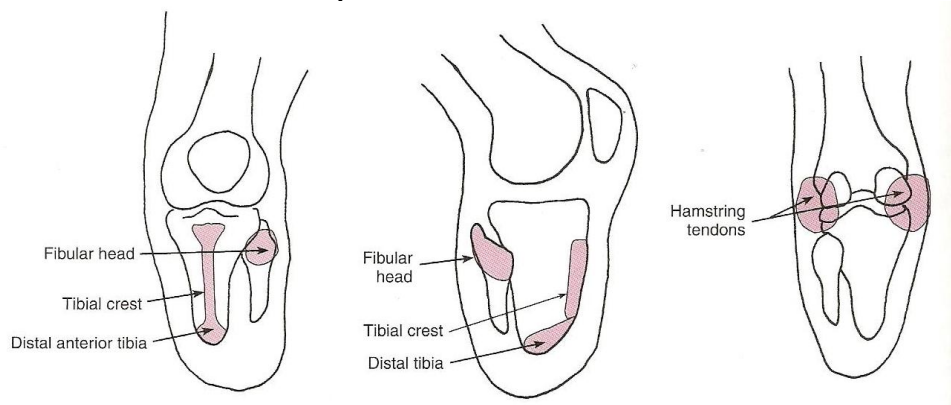
Por medio de la evaluación de la adaptación prostética, se ha comprendido que es más importante saber cuáles son las zonas donde las presiones de carga deben ser minimizadas; que las zonas que pueden aceptar mayor carga; hablando del miembro residual. (Ídem).

La presión excesiva sobre las áreas intolerantes incrementa el riesgo de desviaciones por compensación de desviaciones de la marcha; durante un proceso en el cual el paciente trata de minimizar la incomodidad generada por este proceso.

El exceso de presión sobre áreas vulnerables también incrementa el riesgo de irritación de la piel, aberturas en la piel y ulceraciones de la piel. El esperar a que la piel dañada se recupere genera también retrasos en la rehabilitación de la marcha del paciente.

Las áreas intolerantes a la presión se muestran en la figura 9.

Figura 9. Áreas intolerantes a la presión



Fuente: Michelle M. Lusardi, Caroline C. Nielsen "Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation" Second edition, Ed. Saunders Elsevier. 2007. ISBN -13:978-0-7506-7479-9. ISBN-10:0-7506-7479-2

✓ Transmisión de fuerzas durante la marcha protésica

Cuando un paciente camina con una prótesis, las fuerzas generadas por soportar el peso propio, deben ser absorbidas por el miembro residual (muñón). La amplitud y efecto de las fuerzas en el miembro residual dependen de varios factores que están interconectados como mencionan Díaz y Veloz (s.f.) y Guillén del Castillo y Linares (2002):

- Las características de carga de la calceta para alineación (liner) y los materiales de la cuenca (socket).
- La forma del socket y su similitud interna, con respecto del miembro residual del paciente.
- El ajuste del socket y el liner con respecto del miembro residual.
- La salud y características de la piel y el tejido flácido del miembro residual.

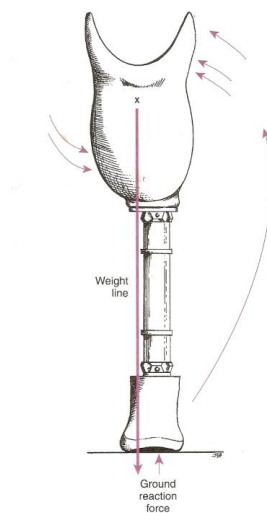
- La efectividad de la alineación entre el socket y el pie protésico.

No importa que tan bien el socket se ajuste al miembro residual, siempre habrá un torque generado sobre el muñón por la posición del pie protésico, con respecto del centro del socket. Muchas veces es bueno considerar el socket y el miembro residual como dos entidades separadas.

La interface miembro residual/prótesis se puede considerar como una pseudoartrosis como se mencionó anteriormente con un centro de movimiento en el muñón. El miembro residual es esencialmente una entidad estacionaria. Si el pie protésico esta desalineado con respecto del centro del socket, el socket tiende a rotar alrededor del miembro residual durante la etapa de carga del peso.

Como el miembro residual se considera como una entidad estacionaria individual resiste la rotación con una fuerza igual pero opuesta en dirección como se muestra en la Figura 10.

Figura 10. Transmisión de fuerzas



Fuente: Michelle M. Lusardi, Caroline C. Nielsen “Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation” Second edition, Ed. Saunders Elsevier. 2007. ISBN -13:978-0-7506-7479-9. ISBN-10:0-7506-7479-2

✓ **Determinando el potencial para la rehabilitación**

Uno de los roles más importantes del equipo de rehabilitadores interdisciplinario es determinar el potencial del paciente para una ambulación funcional o limitada por el uso de una prótesis.

El equipo de rehabilitadores debe estar compuesto por las siguientes personas: El paciente, la familia del paciente, el protesista, el cirujano, el psiquiatra, el terapeuta ocupacional, el trabajador social o el encargado del caso personal (N.I.D.R.R., 1998).

Otro indicador poderoso del resultado de la amputación, es el funcionamiento pre-quirúrgico del miembro del paciente.

Si el paciente era capaz de sostenerse de pie y andar antes del procedimiento quirúrgico, inclusive con asistencia o con ayuda de algún dispositivo para ambulación; hace posible que al menos en un nivel limitado la ambulación por medio del uso de una prótesis es posible. (N.I.D.R.R., 1998).

Este criterio no quiere decir que una persona que era no ambulatoria antes del proceso quirúrgico no sea digna de evaluación para el uso de una prótesis.

Poseer una prótesis puede permitir a los ayudantes caseros o familiares, asistir de manera segura a pacientes geriátricos o debilitados, a realizar las transferencias de movimiento propias de su desempeño (de la cama o hacia la cama, a la silla de ruedas, al baño, al auto, etc.). De otra forma sería peligroso el tratar de hacer las transferencias.

La evaluación para todos los pacientes con amputación transtibial para considerarlos pacientes para una prótesis, es muy importante y debe incluir

aspectos como: la condición aeróbica del paciente, condición medica, estado cognitivo, motivación y dirección; interactúan para determinar el éxito o fracaso de una rehabilitación protésica.

Medicare ha tomado el primer paso en reconocer varios niveles de uso de prótesis al crear un código de niveles funcionales. El cual citamos a continuación en la Tabla 6.

Tabla 6. Código de niveles funcionales de Medicare

K0	El paciente no cuenta con el potencial o la habilidad de ambular o transferirse de manera segura, ya sea con o sin ayuda. La prótesis no permite calidad de vida o de movilidad.
K1	El paciente tiene la habilidad o el potencial de utilizar una prótesis para transferirse o ambular en superficies planas, a cadencia moderada. Con la prótesis el paciente alcanza ambulación limitada dentro del hogar o fuera de él.
K2	El paciente tiene la habilidad o el potencial para ambulación, incluyendo la capacidad de evitar barreras de bajo nivel como banquetas, escaleras o terrenos dispares. Con el uso de la prótesis el paciente es considerado para la ambulación limitada dentro de la comunidad.
K3	El paciente tiene la habilidad o el potencial para ambular con cadencia variable. Él o ella es capaz de realizar ambulación con distintas cadencias. Tiene la capacidad de superar cualquier barrera de ambulación de la comunidad, puede tener actividad vocacional, terapéutica o actividad como ejercicio que demanda el uso de la prótesis más allá de la actividad de locomoción.
K4	El paciente tiene el potencial para el uso de una ambulación protésica que excede las habilidades de ambulación básica. Exhibiendo gran impacto, estrés o niveles altos de energía en sus actividades. Esta categoría incluye a la mayoría de los niños amputados, adultos activos o atletas amputados.

Fuente: Michelle M. Lusardi, Caroline C. Nielsen "Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation" Second edition, Ed. Saunders Elsevier. 2007. ISBN -13:978-0-7506-7479-9. ISBN-10:0-7506-7479-2

CAPÍTULO 3

METODOLOGÍA

Con la finalidad de cubrir con todos los objetivos planteados en esta investigación, se consideró la necesidad de la aplicación de distintos ejercicios en la práctica profesional de las diversas áreas del conocimiento involucradas; por lo que se dividió el proceso metodológico en distintas partes:

1. La realización de una encuesta a pacientes post-amputados con la finalidad de corroborar algunos datos estadísticos de la situación actual de los mismos, en el Estado de Puebla, y de esta forma, compararlos con los datos antes mencionados obtenidos del CREE de la ciudad de Puebla. Para que, junto con la revisión de la literatura se pudieran Identificar factores que intervienen con la adaptabilidad paciente-prótesis, así como dar apoyo en la justificación para la realización del resto de la investigación.
2. La práctica de disecciones del segmento pierna-tobillo-pie en cadáver para reconocer indirectamente las necesidades básicas de ambulación en un individuo, así como plantear un posible prototipo probablemente ya diseñado que tenga características que simulen de la mejor manera las funciones del segmento en estudio. Y por medio de estas disecciones, se ha buscado como propósito adicional que alumnos de la licenciatura en Ingeniería Biónica tuvieran la experiencia de la práctica sobre cadáveres y reconocieran la importancia de esta praxis por lo que en el video anexo de una de las disecciones, se pueden notar algunos errores de terminología médica sin perder de vista el objetivo principal que se ha obtenido.

3. La búsqueda y/o construcción del despiece de una prótesis transtibial prototipo.
4. La selección de pacientes y la toma de medidas para la construcción del socket individualizado adecuado.
5. La realización de pruebas del prototipo en dos pacientes basándose en la mecánica resultante del prototipo propuesto.
6. La realización final de pruebas de funcionamiento incorporándose la funda cosmética de la prótesis, calcetín y zapato del paciente.

3.1 Encuestas

El análisis de las encuestas busca cubrir dos metas, la primera es corroborar que los datos estadísticos que arroja el CREE Puebla informalmente por políticas internas de la institución sean veraces. Y la segunda meta es encontrar deficiencias en la adaptabilidad del paciente-prótesis transtibial.

A partir del hecho de que el CREE DIF Estatal de Puebla tiene el conocimiento de 138 pacientes con algún tipo de amputación y/o uso de prótesis, se toma una muestra representativa de 60 pacientes de población abierta, habitantes de la ciudad de Puebla con algún tipo de amputación y/o necesidad de uso de prótesis.

Se realiza la encuesta a estos 60 pacientes, cuyo criterio clínico único de inclusión es la necesidad del uso de prótesis, de tal forma, que se trata de un estudio observacional transversal aplicado durante el Otoño de 2009 en el cual los pacientes fueron seleccionados en una forma al azar, se incluyeron pacientes de ambos sexos, de cualquier edad y condición socioeconómica.

La encuesta consta de 23 preguntas, algunas compuestas con respuesta opcional si, no y ¿porqué? En el **Anexo A** se puede ver la estructura de las preguntas.

Resultados y análisis de resultados

3.1.1 Comparación de resultados con el CREE DIF Estatal de Puebla

A continuación se presenta la Tabla 7 en la que se comparan los datos obtenidos del CREE DIF Estatal de Puebla de modo informal con las encuestas realizadas para este fin.

Tabla 7. Comparación entre datos del CREE Puebla y el Estudio presente

CREE DIF Estatal de Puebla	Estudio presente
<i>Total de pacientes con algún tipo de amputación y/o uso de prótesis</i>	
138	60
<i>Porcentaje de pacientes que acuden a consulta con este tipo de alteraciones</i>	
32.61%	63.33%
<i>Porcentaje de pacientes que fue afectada del miembro inferior</i>	
80%	80%
<i>Porcentaje de pacientes amputados que no usan prótesis</i>	
40%	35%
<i>Edades con mayor prevalencia de amputaciones y/o uso de prótesis</i>	
Edad productiva (>18 - <65 años)	Edad productiva (66.6%)
<i>Porcentaje de pacientes según sexo</i>	
Masculino 73.19%	68.33%
Femenino 26.80%	31.67%

Fuente: elaboración propia

De acuerdo con la información del CREE DIF Estatal de Puebla, continúan acudiendo a consulta entre 40 y 50 pacientes actualmente que sería el equivalente a 28.99%-36.23% del total de pacientes estudiados por esa misma institución, a diferencia de los datos arrojados por la encuesta realizada que nos muestra que 38 pacientes acuden a consulta, equivalente al 63.33% de la población estudiada, de tal forma, que existe observable

diferencia entre los distintos datos, siendo probable que algunos de los pacientes del CREE DIF Estatal de Puebla continúen asistiendo a consultas de control en instituciones privadas o públicas ajenas al CREE DIF Estatal de Puebla.

Con respecto al porcentaje de pacientes con sexo masculino y femenino atendidos de primera instancia en el CREE DIF Estatal de Puebla, se tiene que 37 de los pacientes son mujeres (26.8%) y 101 son hombres (73.19%), compartiendo aproximadamente datos porcentuales con la investigación actual, en la que se encontró que 19 pacientes son mujeres (31.67%), y 41 son hombres (68.33%); por lo que la prevalencia en amputaciones y lesiones relacionadas son más frecuentes en el sexo masculino.

Acerca del total de pacientes que son afectados del miembro inferior se encontró que el CREE DIF Estatal de Puebla refiere que el 80% de su población fue amputada y/o usa prótesis de miembro inferior, comparada con la información obtenida por medio de la encuesta en la que se obtuvieron porcentajes similares, afectados del miembro superior 20% (12 pacientes) y del miembro inferior 80%, (48 pacientes). De esta manera, se pudo corroborar que la mayor prevalencia en pacientes con lesiones que requieran ser tratados con prótesis es primordialmente en pacientes que sufrieron alguna lesión en el miembro inferior, lo que hace de vital importancia una mejora en la calidad y accesibilidad en las prótesis del miembro inferior, para que una vez solucionado este tópico se pueda avanzar en los casos del miembro superior sin dejar de ser de igual forma importantes.

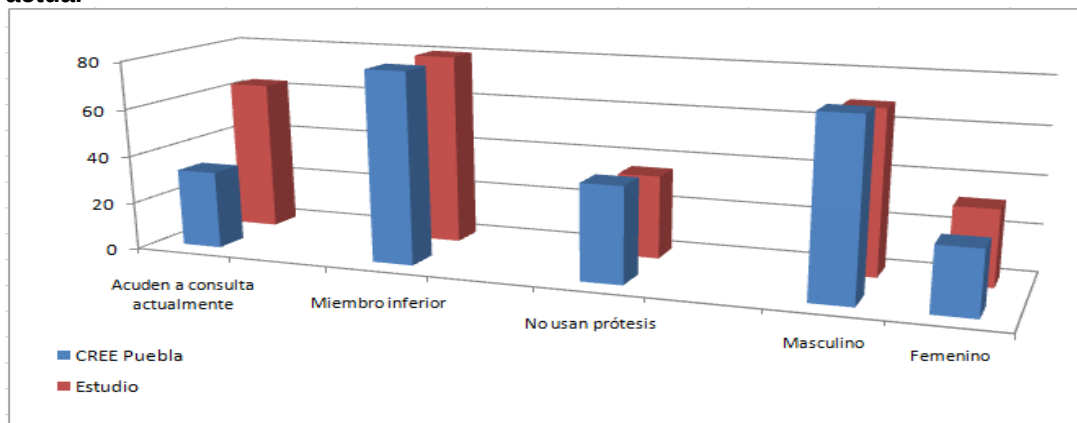
Se obtuvieron datos acerca del porcentaje de población del CREE DIF Estatal de Puebla que no usan prótesis, aún requiriéndolas; y se comparó con los datos obtenidos en esta investigación en los que los pacientes del

CREE fueron alrededor del 40% de pacientes y de este estudio 21 pacientes equivalente al 35%; lo que hace necesaria una mayor investigación en la causalidad del abandono del uso y/o hecho por el cual los pacientes jamás han intentado el uso de prótesis.

Finalizando con la comparación entre los datos del CREE DIF Estatal de Puebla y la investigación presente, se tiene que según el CREE, la media poblacional que padece de algún tipo de amputación y/o uso de prótesis se encuentra en edad productiva al igual que los datos obtenidos por este medio, en los que 40 pacientes del total de población estudiada se encuentran en productiva (66.6%). Lo que sugiere que si esta población es tratada con éxito se podrán reincorporar a sus vidas laborales en mejores condiciones.

Dados los resultados obtenidos entre la comparación de la información del CREE DIF Estatal de Puebla y el estudio actual se tiene que la información obtenida del CREE es confiable para sustentar parte de la justificación de esta investigación en extenso. (Gráfica 1).

Gráfica 1. Información porcentual comparada del CREE DIF de Puebla con el estudio actual



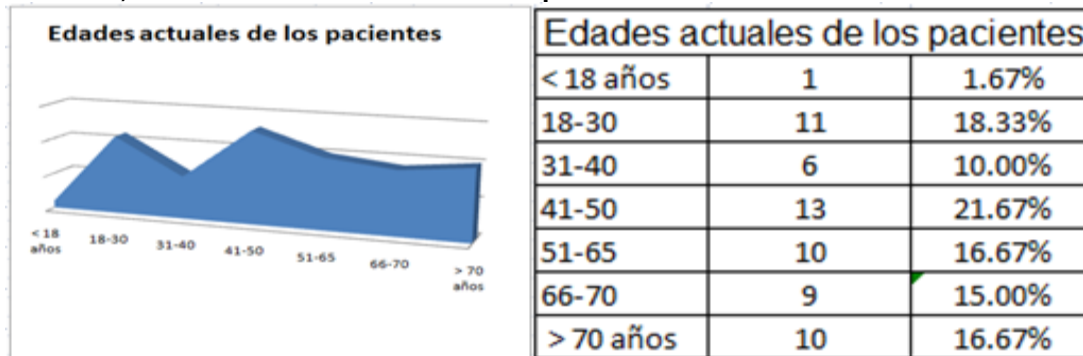
Fuente: elaboración propia

3.1.2 Otros datos obtenidos

✓ La edad actual de los pacientes

Siendo de vital importancia conocer la edad actual de los pacientes para encontrar la relación con la salud pública y conocer las necesidades de la población, se identificó que en el estado de Puebla se pueden tener pacientes de cualquier edad con alguna amputación o padecimiento relacionado que requiera del uso de prótesis. (Gráfica 2, Tabla 8). Sin embargo, existen 2 tres picos de prevalencia entre los 18 y 30 años y entre los 41 y 50 años; sin embargo, posterior a este segundo pico, la prevalencia de pacientes que requieren el uso de prótesis comienza a ascender una vez alcanzados los 65 años de edad, probablemente por el incremento en la prevalencia de las enfermedades crónico-degenerativas y el aumento en años de la sobrevivencia de la población mexicana por las mejores medidas de atención en salud.

Gráfica 2, Tabla 8. Edades actuales de los pacientes



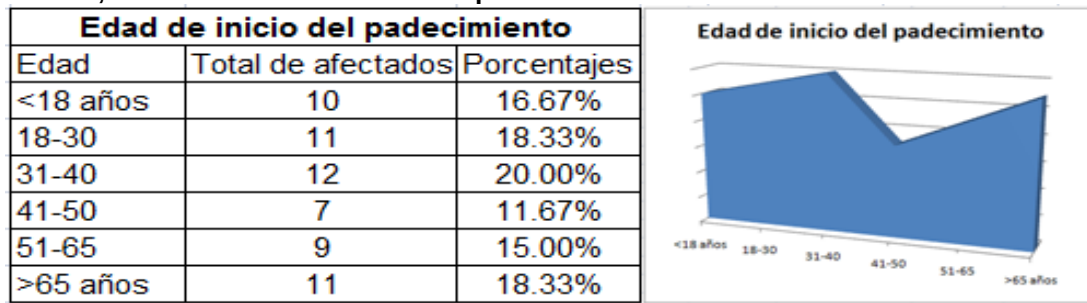
Fuente: elaboración propia

✓ Edad de inicio del padecimiento y prevalencia de causalidad

Dentro de los resultados obtenidos de acerca de la edad de inicio del padecimiento, se puede observar un índice mayor de prevalencia en personas menores a los 40 años, teniendo como principal causa de amputación y/o lesión en estas edades los accidentes, ya sean de trabajo o

automovilísticos; y posterior a estas edades, se ve un decremento sustancial en la población afectada; incrementándose paulatinamente en forma directamente proporcional con la edad, siendo entonces la Diabetes Mellitus con su complicación co-mórbida. el pie diabético, la principal causa de alteración en este grupo poblacional. (Gráfica 3, Tabla 9, Tabla 10).

Tabla 9, Gráfica 3. Edad de inicio del padecimiento



Fuente: elaboración propia

De esta forma, igualmente importante para la Salud Pública, se debe abordar la necesidad de implementar un mejor método en la prevención de estas enfermedades incluidos los accidentes de trabajo y automovilísticos, así como mejorar aún más los métodos de prevención primaria, detección temprana, diagnóstico precoz y tratamiento oportuno de la Diabetes Mellitus para evitar la progresión de la enfermedad hasta las consecuencias crónicas como el pie diabético.

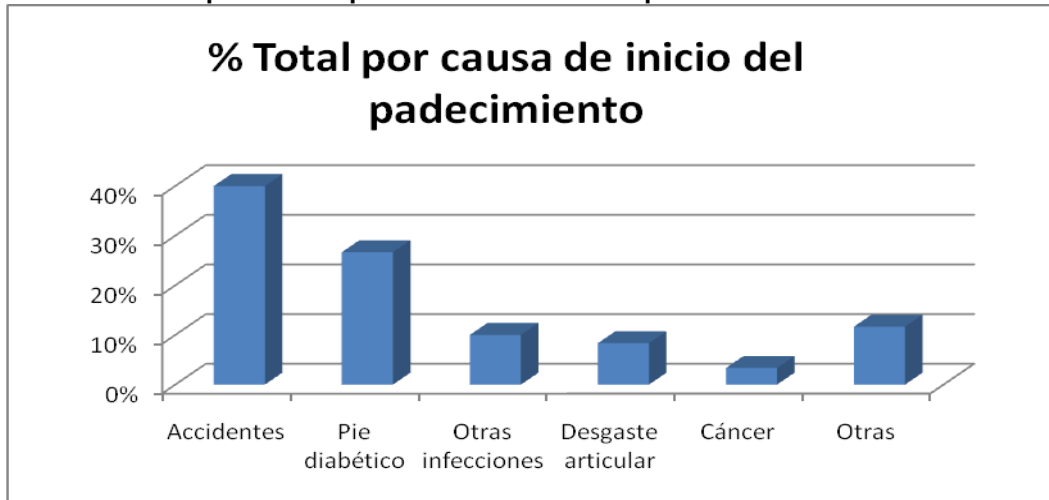
Tabla 10. Causas de amputaciones y/o lesiones por edad de inicio del padecimiento

Edad de inicio	Accidentes	Pie diabético	Otras infecciones	Cáncer	Desgaste articular	Otras
<18 años	60.00%	0.00%	0.00%	0.00%	0.00%	40.00%
18-30	72.73%	0.00%	18.18%	9.09%	0.00%	0.00%
31-40	58.33%	33.33%	0.00%	0.00%	0.00%	8.33%
41-50	0.00%	57.14%	14.29%	0.00%	28.57%	0.00%
51-65	33.33%	55.56%	0.00%	0.00%	11.11%	0.00%
>65	0.00%	27.27%	27.27%	9.09%	18.18%	18.18%

Fuente: elaboración propia

✓ **Porcentajes totales de causalidad en la población estudiada**

Gráfica 4. Total porcentual por causa de inicio del padecimiento



Fuente: elaboración propia

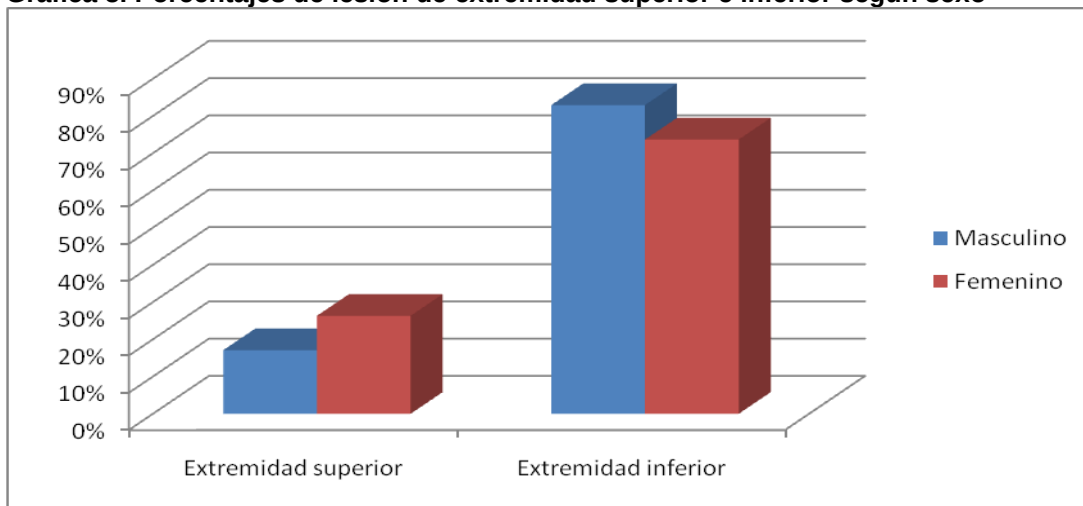
Se encontró que las amputaciones y deterioro del miembro inferior se debe principalmente a accidentes siendo un total de 24 pacientes afectados (40%), continuando con el pie diabético con un total de 16 pacientes (26.67%), otras infecciones presentándose en 6 de los pacientes (10%), (Gráfica 4); lo que permite recordar que no sólo el pie diabético como infección puede ser causal de alteraciones a este nivel, sino que existen otras diversas situaciones que podrían verse relacionadas como la inmunidad del paciente.

De igual forma, el desgaste articular presente en 5 de los pacientes (8.33%), el cáncer en 2 pacientes (3.33%), y otras causas en 7 de los pacientes (11.67%), 2 con trombosis venosa profunda, 1 con shock hipovolémico, y 4 que no saben la causa de su amputación, pero por su edad al inicio de la vida, se pudiera pensar que es debido a malformaciones; son entidades que deben ser estudiadas debido a que causan una co-morbilidad más para el deterioro social, funcional y psicológico del paciente.

✓ **Presentación de las alteraciones relacionadas con el sexo**

Se encontró que la prevalencia de amputaciones del miembro inferior y del superior es cercano sin importar el sexo del paciente presentándose en pacientes del sexo femenino en 5 pacientes afectadas del miembro superior (26.32%) y 14 del miembro inferior (73.68%) y en pacientes del sexo masculino en 7 pacientes con alteración en el miembro superior (17.07%) y en 34 pacientes con alteración en el miembro inferior (82.93%). Lo cual hace primordial el tratamiento del miembro inferior dada su frecuencia sin dejar de ser igualmente importante la rehabilitación del miembro superior. (Gráfica 5).

Gráfica 5. Porcentajes de lesión de extremidad superior e inferior según sexo



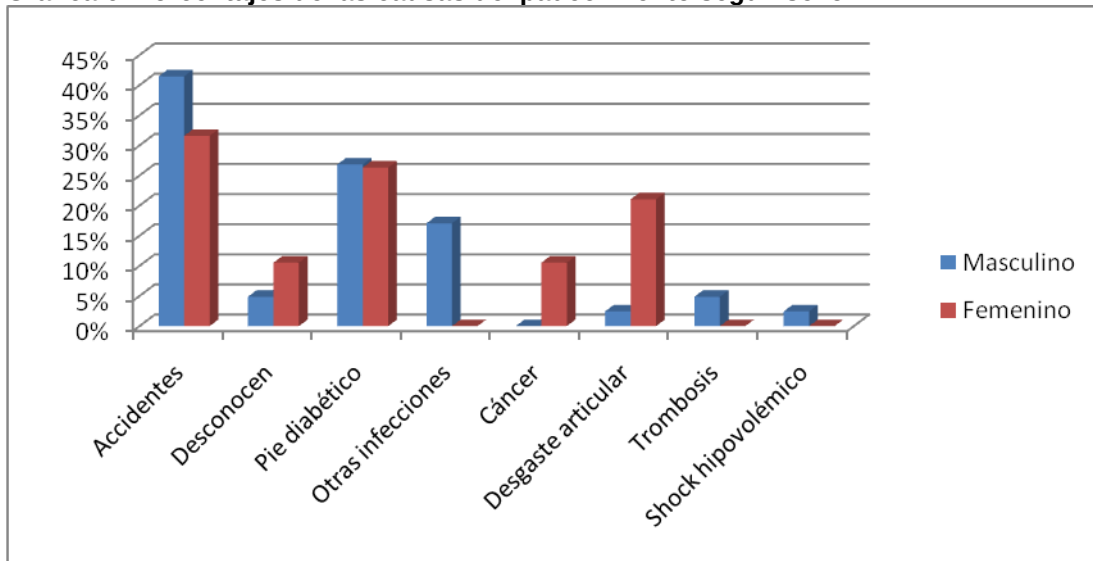
Fuente: elaboración propia

✓ **Causalidad de las alteraciones relacionadas con el sexo**

Se encontró que existen algunas diferencias en la causalidad con relación al sexo de los pacientes, siendo las causas más frecuentes en el sexo masculino los accidentes en un 41% y en el femenino 32%, pie diabético en el sexo masculino en un 27% y en el femenino 26%. De esta forma, se tiene que entre accidentes y pie diabético se cubre con casi el 50% de las causas de las alteraciones en ambos sexos.

Sin embargo, en el sexo masculino, se tiene que otras infecciones causan en un 17% lesiones, en un 2% el desgaste articular, en un 5% la trombosis y en un 2% el shock hipovolémico), a diferencia en las mujeres en las que el desgaste articular se relaciona en un 21% y el cáncer en un 11%. (Gráfica 6).

Gráfica 6. Porcentajes de las causas del padecimiento según sexo

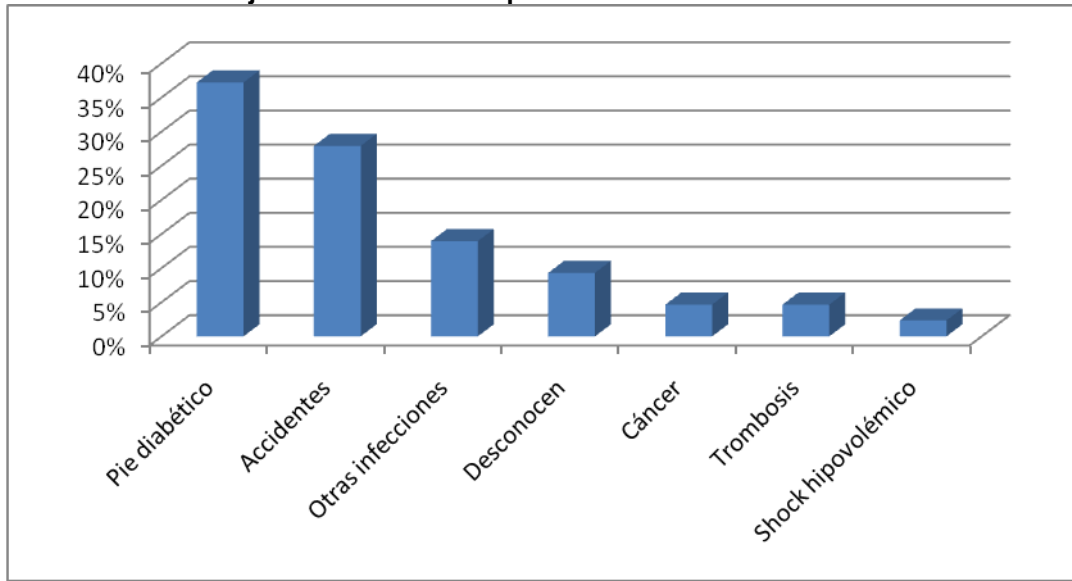


Fuente: elaboración propia

✓ Causas de amputaciones del miembro inferior

Del total de pacientes estudiados, se tiene que 43 de ellos sufrieron de una amputación del miembro inferior siendo la principal causa en 16 pacientes el pie diabético, en 12 de ellos los accidentes, en 6 otras infecciones, en 4 desconocen la causa, 2 debido al cáncer, 2 a causa de la trombosis venosa profunda y 1 por shock hipovolémico. (Gráfica 7).

Gráfica 7. Porcentajes de causas de amputación del miembro inferior



Fuente: elaboración propia

✓ Localización de las amputaciones del miembro inferior

Se tiene que del total de población entrevistada, sólo 33 pacientes especificaron la localización de la amputación de su miembro inferior refiriendo que son 22 pacientes los que tienen una amputación por encima de la rodilla incluyendo a aquellos que tienen desarticulación de la misma por el similar tratamiento protésico articular y 11 pacientes con amputación del miembro inferior por debajo de la rodilla a nivel transtibial o pedio. Siendo la relación de 1:2 de pacientes con alteraciones por debajo y por encima de la rodilla: de esta manera, se puede hacer notar la necesidad de una atención para ambos grupos de población, por tanto con la finalidad de hacer una prótesis de pierna mecánicamente funcional para adaptaciones posteriores, se pretende construir en base a la adaptabilidad del paciente una prótesis que cumpla la biomecánica de la marcha a nivel transtibial para que como se mencionó pueda utilizarse posteriormente en el diseño y construcción de una prótesis a cualquier nivel del miembro inferior con sus adaptaciones pertinentes.

✓ **Dificultad en la cicatrización postquirúrgica**

Se encontró que del total de población estudiada, 18 pacientes (30%) tuvieron problemas en la cicatrización posquirúrgica siendo la principal causa la infección del muñón, probablemente por pobres medidas de asepsia y antisepsia, así como de la enfermedad de base como lo es la Diabetes Mellitus mal controlada. Siendo esto así, es necesario replantear por parte del servicio de enfermería y el cirujano su práctica profesional recordando que las infecciones nosocomiales y relacionadas con las infecciones de las heridas son parte del campo de trabajo que pueden ser prevenibles controlando las enfermedades de base, con adecuado lavado quirúrgico, con adecuadas técnicas de aseo de la lesión y con el uso adecuado de antibióticos profilácticos.

✓ **Infección en el muñón después del tratamiento quirúrgico**

Una vez lograda la cicatrización de las heridas de los pacientes posterior a la cirugía, se encontró que 3 de los pacientes (5%) tuvo reinfección del muñón probablemente por una mala higiene posterior al desarrollo de úlceras de presión, lo que condicionó la presencia de un medio apto para el crecimiento bacteriano. Lo que hace necesario que el paciente conozca acerca de la importancia de reconocer la presencia de una úlcera en la región y acudir con su médico tratante para evitar infecciones, sobretodo en los pacientes con Diabetes Mellitus que han perdido la sensibilidad de la región por causa de la neuropatía diabética.

✓ **Rehabilitación postquirúrgica**

Posterior a todo evento quirúrgico ortopédico, los pacientes deben acudir a terapias de rehabilitación para favorecer su reincorporación social y laboral; sin embargo, la educación en salud de gran parte de la población,

incluido el sector médico, no es el adecuado, de tal forma, que se encontró que 18 de los pacientes (30%), no acudieron a terapias; incluyendo de esta manera una inadecuada rehabilitación y mal apego a tratamientos. Sin embargo, no sólo es necesaria la terapia como se mencionó sino también consultas de control posteriores, encontrando que 22 de los pacientes (36.67%) ya no acudieron a ellas refiriendo 14 de ellos que no las requieren, 1 paciente mencionó que por falta de tiempo, 4 pacientes por su situación económica, otro por distancia, y 2 por otras causas.

✓ **Enfermedades de base, riesgo para desarrollar complicaciones**

Dentro de la población estudiada, se encontró que 27 de los pacientes (45%) padecen Diabetes Mellitus (DM) e Hipertensión Arterial (HTA), (DM sin HTA 33.33%, HTA sin DM 5%, DM con HTA 6.67%) que como es de conocimiento público, la DM y la HTA son enfermedades crónico-degenerativas asociadas a diversas complicaciones como lo es el pie diabético y la trombosis venosa, lo que condicionan a la pérdida en ocasiones de funcionalidad del paciente. Con el advenimiento de nuevas terapéuticas, se presenta la posibilidad de vivir cada vez más años, condicionando la aparición de enfermedades propias de la edad que pueden influir en la calidad de vida de los pacientes, por tanto, en este estudio se puede ver que la prevalencia de afectados va en aumento con el paso del tiempo en relación con las enfermedades antes mencionadas haciendo necesario su control y prevención para evitar el desarrollo de complicaciones.

✓ **Medios de información y centros de ayuda**

Una de las formas que se tienen para favorecer la rehabilitación de la población afectada, es la creación de centros de ayuda; sin embargo, estos centros requieren de una fuente de ingresos para encaminarlos hacia estos

pacientes incluyendo el hacer del conocimiento de la población su propia existencia, encontrando en la población estudiada que cerca del 50% tiene desconocimiento de su existencia dentro del Estado de Puebla; lo que sugiere la falta de información por parte del sector salud debido a que existen diversas instancias que pueden mejorar la calidad de atención y mejorar resultados en estos pacientes.

Aunado a este desconocimiento de la población de los centros de rehabilitación, se sabe que en muchos casos no se tiene disponible suficiente capital para la obtención de prótesis por parte de los pacientes; sin embargo, la gran mayoría de los pacientes que usan prótesis las han obtenido comprándolas a pesar de la existencia de fondos gubernamentales para tal fin ya sea por desconocimiento de los pacientes de la existencia de estos fondos o probablemente por desvío de recursos.

✓ **Beneficios del uso de prótesis**

Se les cuestionó a los entrevistados acerca de los beneficios que les trae consigo el uso de prótesis, mencionando que les brinda un apoyo psicológico principalmente seguridad, mejoramiento en la movilidad y funcionalidad, les otorga experiencia en el uso prótesis, les brinda independencia, los reincorpora en un campo laboral y les brinda capacidad para desplazarse y caminar.

De igual forma, se les cuestionó acerca de qué es lo que buscan en las prótesis respondiendo que buscan que sean estéticas, cómodas, que se ajusten a sus a sus muñones adecuadamente, que sean económicas, impermeables al agua y ligeras.

✓ **Causas para suspender el uso de prótesis una vez empezado**

Se encontró que en afectados del miembro superior las causas para dejar de utilizar las prótesis fueron que las prótesis no eran las adecuadas para el funcionamiento, eran pesadas, irritaban, causaban dolor y enfriamiento en el resto del miembro.

Y en los afectados del miembro inferior que no se adaptaban a caminar con ella debido a la irritación, incomodidad, molestia, dolor en el muñón e inseguridad; también refieren algunos pacientes que suspendieron el uso de la prótesis debido a falta de recursos para el mantenimiento o compra de la prótesis.

✓ **Defectos frecuentes encontrados en las prótesis según los pacientes**

Dentro de los defectos de las prótesis que mencionaron los pacientes se encontró que las prótesis utilizadas eran incómodas, no eran totalmente funcionales como la supracondílea de miembro inferior por la incapacidad para flexionar la articulación, que son poco estéticas, con costos elevados, con inadecuado ajuste sobre el muñón, de difícil adaptabilidad, con peso inadecuado, con propensión a ocasionar lesiones y difícil higiene por lo que alojan demasiadas bacterias y pueden promover infecciones tras una pequeña herida.

Acompañando a estos defectos, se les cuestionó a los pacientes acerca de si en alguna ocasión las prótesis que han utilizado les han causado daños respondiendo afirmativamente con la producción de irritación local, prurito (comezón), dolor, laceraciones, sangrado, formación úlceras por fricción y por presión, infecciones y hematomas.

Se preguntaron a su vez la causas que encontraban para dificultar una adecuada adaptabilidad entre el paciente y su prótesis por lo que se mencionó que las causas frecuentes son: el mal funcionamiento mecánico de las prótesis, las dimensiones inadecuadas, inadecuado apoyo estructural de la prótesis, incomodidad de la prótesis, falta de práctica, edad avanzada, mal control de la enfermedad de base y debilidad del paciente. Lo que corrobora la necesidad de una adecuada rehabilitación, consultas de control y un buen diseño de las prótesis con pruebas de funcionalidad individualizadas.

✓ **Cambios propuestos para las prótesis previas**

Se interrogó a los pacientes acerca de que le mejorarían a sus prótesis previas respondiendo mejorar el funcionamiento mecánico, disminuir el peso, darle mayor libertad a las articulaciones, mejorar el sistema de ajuste, la estética, disminuir el costo, brindar mayor comodidad, mejorar la amortiguación, hacerlas con un mejor material en las interfases.

✓ **Precio dispuesto a pagarse para cualquier tipo de prótesis**

Se les cuestionó a los pacientes acerca del precio que estarían dispuestos a pagar por una prótesis que cubra con sus expectativas encontrando que 19 de los pacientes pagarían menos de \$20,000 MXN, 15 de ellos \$20,000 MXN, 5 más de \$35,000 MXN pero menos de \$100,000 MXN y 11 más de \$100,000 MXN, lo que indica que a pesar de que la gran mayoría de pacientes no cuenta con suficiente sustento económico, un sector poblacional podría adquirir una prótesis con un costo mayor de \$100,000 con lo que se podría reducir el costo de la prótesis para pacientes con escasos recursos o buscar la donación de la misma siempre y cuando el costo de producción lo permita.

3.2 Disecciones

Dentro de este apartado, se describen en forma breve 3 distintas disecciones realizadas basadas en técnicas de disecciones de Negrete-Herrera (s. f.) y en algunos conceptos mencionados por Kendall et al. (1985) y Hislop et al. (2001); la primera disección es de la región del tobillo en su cara medial; la segunda, de la región del tobillo en su cara lateral, y una tercera que muestra la funcionalidad del tobillo. Cabe mencionar que las disecciones que se mencionan a continuación tienen la finalidad de reconocer patrones funcionales más que ser una base para la descripción anatómica de la región.

3.2.1 Disección 1: Tobillo medial

Acerca de esta región, se realizaron 2 disecciones, obteniendo los mismos resultados por lo que se muestra solo la disección del tobillo derecho. Se efectuaron distintos cortes, un corte medial en forma de L, mismo que en el vértice de la L se realizó una extensión hacia el talón; y en los puntos de inicio y fin del corte en L se abrió en forma de “libro”, (Figura 11). Posteriormente, se disecó la piel y el tejido celular subcutáneo pudiendo identificar los primeros tendones superficiales de la región. (Figura 12).

Figuras 11 y 12. Piel Íntegra (Izquierda), Disección tejido celular subcutáneo e identificación de estructuras inmediatas (Derecha)



Fuente: elaboración propia

Una vez identificadas las estructuras mediante movimientos inducidos al tirar de los tendones y por el estudio previo de la región, se disecaron los tendones y se identificaron otras estructuras que pudiesen ser importantes acerca de funcionalidad biomecánica se refiera. (Figuras 12 y 14).

Figuras 13 y 14. Disección e Identificación de tendones (Izquierda), Corte de tendones y ligamentos identificados (Derecha)



Fuente: elaboración propia

Se buscó identificar estructuras anatómicas anteriores del tobillo que pudiesen limitar los movimientos laterales y mediales del tobillo, y por ende, se disecaron todos los tendones encontrados, uno por uno con el objeto de identificar patrones de la marcha de acuerdo a su funcionalidad para posteriormente liberar los músculos y visualizar la cápsula sinovial. (Figuras 15 y 16).

Figuras 15 y 16. Disección y corte de los tendones de la región anterior del tobillo (izquierda), Liberación de la cápsula sinovial (derecha)



Fuente: elaboración propia

Una vez visualizada la cápsula sinovial, se disecaron el tejido celular y ligamentos pericapsulares y se identificaron los bordes óseos para posteriormente ingresar a la cavidad articular. Se buscaron topes mecánicos interóseos que limitan los movimientos del tobillo en la región medial del mismo. Y de esta forma, se corroboró que el tobillo tiene como principal límite medial al maléolo medial determinando un ángulo limitado de eversión. (Figura 17).

De igual manera, se logró observar que una vez liberados los tendones y ligamentos, la articulación se vuelve muy laxa por lo que se puede inferir que el movimiento articular está limitado en condiciones normales por esas estructuras.

Se realiza el cierre por capas para la conservación del cadáver. (Figura 18).

Figuras 17 y 18. Visualización de rebordes óseos y ruptura de cápsula sinovial (Izquierda), Cierre por capas con sutura de piel (Derecha)



Fuente: elaboración propia

De relevancia para la investigación, se tiene que el tono muscular es el que mantiene semi-constante la posición del tobillo por lo que se puede decir que el tobillo en su cara medial está limitado en movimiento por el maléolo medial como ya se mencionó y por la contracción basal de los músculos por lo que se puede prescindir de un movimiento complejo en una prótesis

siendo necesaria solo una discreta acomodación sobre la superficie donde se apoye el pie durante la marcha.

3.2.2 Disección 2: Tobillo lateral

De igual forma que en la disección de la región del tobillo en su cara medial, se realizaron 2 disecciones de tobillo en su región lateral; sin embargo, se obtuvieron los mismos resultados por lo que se describe solamente la disección del lado derecho.

Se comenzó con distintos cortes, el primero en realizarse es partiendo de una línea imaginaria que parte 2 centímetros por encima del maléolo externo posterior a lo que se continuó con una semi-luna rodeándolo para continuarse hasta la mitad del borde lateral del pie. Posterior a ello se realizó una prolongación sobre el acodamiento que se forma al rodear el maléolo y se realizaron 2 cortes en los extremos del corte inicial en forma de “libro”. (Figura 19). Posterior a los cortes de la piel, se realizó la disección de la piel y del tejido celular subcutáneo como se muestra en la figura 20 para visualizar las primeras estructuras biomecánicamente funcionales.

Figuras 19 y 20. Corte de piel (izquierda), Disección de piel y tejido celular subcutáneo (derecha)



Fuente: elaboración propia

Posterior a la visualización de la región en un plano superficial, se identificaron distintas estructuras incluyendo paquetes vasculares para de igual forma, identificar los primeros tendones e ingresar a un plano medio separando los tendones superficiales de los del plano medio y de esta manera corroborar su funcionalidad mediante la tracción de los mismos. (Figuras 21 y 22).

Figuras 21 y 22. Identificación de estructuras superficiales (izquierda), Disección del plano medio e identificación de estructuras (derecha)



Fuente: elaboración propia

Una vez identificadas las estructuras del plano superficial y medio, se procedió a la disección de los tendones para liberar la articulación otorgando una mayor libertad en los movimientos. (Figuras 23 y 24).

Figuras 23 y 24. Identificación de estructuras y sus funciones (izquierda), Disección de los tendones (derecha)



Fuente: elaboración propia

Ya disecados los tendones y estructuras del plano superficial y medio, se visualizaron estructuras del plano profundo procediendo a su disección y comprobación de funciones mismas que se mencionan en la descripción anatómica en el capítulo 2. (Figuras 25 y 26).

Figuras 25 y 26. Identificación de estructuras en plano profundo y disección (izquierda), Identificación de las funciones de estructuras del plano profundo (derecha)



Fuente: elaboración propia

Dentro de las principales estructuras encontradas en esta región se encontró al tendón de Aquiles o del Músculo gastrocnemio, posterior a lo cual, se disecó como se muestra en las figuras 27 y 28.

Figuras 27 y 28. Identificación del tendón de "Aquiles", del gastrocnemio (izquierda), Disección y corte del tendón de "Aquiles" (derecha)



Fuente: elaboración propia

Posterior a la disección de los tendones de los distintos planos, se procedió a la visualización de la cápsula sinovial, disecándose el tejido celular y ligamentos pericapsulares y se identificaron los bordes óseos para posteriormente ingresar a la cavidad articular.

De igual forma que en la disección de la región del tobillo en su cara medial, se buscaron topes mecánicos interóseos que limitan los movimientos del tobillo en la región lateral del mismo. Y de esta manera, se corroboró que el tobillo tiene como principal límite lateral al maléolo lateral determinando un ángulo limitado de inversión. (Figuras 29 y 30).

Se realizó una movilización de la región lateral libre de la articulación encontrando que para poder tener una articulación libre es necesario liberar tanto las estructuras de la región del tobillo en su cara medial como en su cara lateral sugiriendo con ello una tercera disección que se menciona en un espacio posterior dentro del trabajo presente.

Figuras 29 y 30. Identificación de los rebordes óseos y de la cápsula sinovial (izquierda), Disección de la cápsula sinovial (derecha)



Fuente: elaboración propia

Para concluir la disección, se realizó el cierre por planos para la conservación del cadáver. (Figuras 31 y 32).

Figuras 31 y 32. Cierre por planos (izquierda), Sutura de la piel (derecha)



Fuente: elaboración propia

3.2.3 Disección 3: Funcionalidad del tobillo

Partiendo de que en las disecciones previas se identificó que si se disecan los tendones por encima de la articulación del tobillo, el tobillo queda semi-laxo; de esta forma, se decidió realizar una disección que consistió en la desarticulación de la rodilla y disección de la pierna liberando las estructuras a nivel transtibial superior permaneciendo íntegras las estructuras inferiores, con la finalidad de identificar cual es el patrón normal de la marcha basándose en la anatomía humana.

✓ Movimientos de la marcha

A continuación se presenta una serie gráfica de los movimientos del tobillo en forma integral partiendo del eje antero-posterior buscando que con respecto a esta serie se facilitara la obtención de una prótesis de pie-tobillo lo más funcionalmente parecida debido a que si se pretende sustituir un miembro, éste componente debe cumplir con las funciones básicas para mejorar y facilitar la adaptabilidad del paciente ante la prótesis.

Figura 33. Disección: Movimientos del tobillo y del pie durante la marcha



Fuente: elaboración propia

Se puede observar el talón como una almohadilla que funciona evitando algún impacto entre el miembro y la superficie en contacto; de igual manera, se puede visualizar que el movimiento debe ser elástico, poco mecánico, es decir, sin topes mecánicos evidentes, basados en el principio de la mecedora.

Se puede ver que en la fase de despegue del pie se pone en manifiesto un impulso terminal que favorece el siguiente paso dado por un sistema de muelleo entre los huesos del tarso y metatarsianos. (Figura 33).

✓ **Movimiento medio-lateral (vista medial)**

En esta parte de la disección, se decidió buscar como funcionan los huesos del tobillo y del pie sin perder su conformación retirando la mayor parte del tejido que los recubre; de ésta forma, a continuación en la figura 34 se muestra el movimiento del tobillo de medial a lateral para inferir que tan importante es durante la de ambulación.

Figura 34. Disección: Movimiento medio lateral del pie y del tobillo (vista medial)



Fuente: elaboración propia

Como se puede observar en las figuras 34 y 35, el movimiento en el eje latero-medial del tobillo es despreciable si se toma en cuenta que el tobillo depende de un complejo articular entre tibia, peroné y tarso mismos huesos que en conjunto sirven para dar estabilidad ante superficies irregulares.

Figura 35. Disección: Movimiento medio lateral del pie y del tobillo (vista anterior)



Fuente: elaboración propia

Esto nos muestra que el movimiento lateral y medial es poco pronunciado dependiendo en su gran parte del resto del pie, en particular del resto del tarso articulando con el metatarso generando un movimiento lateral rotatorio más que lateral lineal favoreciendo un mejor apoyo en superficies inclinadas por lo que hace necesaria una prueba de funcionalidad de la prótesis en plano con inclinación y rotando sobre el mismo eje.

3.2.4 Obtención de huesos para la descripción anatómica

Como resultado adicional a la práctica de las disecciones, se obtuvieron piezas óseas para la descripción anatómica a partir del cadáver humano en estudio; para obtener estas piezas, fue necesaria la disección total de las piezas retirando la mayor cantidad de tejido blando mediante pinzas y bisturí; posteriormente se introdujeron en una hoya de acero y se pusieron a hervir con agua y sosa cáustica.

Ya hervida el agua con la sosa cáustica, se dejó enfriar para terminar de limpiar los huesos y barnizarlos.

3.2.5 Aspectos prácticos para la construcción de una prótesis transtibial

La prótesis debe cubrir con los aspectos e inquietudes mencionadas por los pacientes por medio de las encuestas, también debe tener un sistema con el principio de la mecedora como lo es el talón incluyendo un sistema flexible que permita muelleo en el pie para la adaptabilidad del paciente ante distintas superficies y para ejercer sobre el paciente un impulso terminal durante la fase del despegue del pie.

Es de vital importancia mencionar que para mejorar la comodidad del paciente es imprescindible que la prótesis tenga un sistema de amortiguación mismo que puede estar dado por medio de algún recubrimiento elástico-esponjoso.

Y el material con el que se construye la tibia de la prótesis debe ser muy resistente pero ligero y hasta cierto grado elástico que no sufra de las condiciones del ambiente.

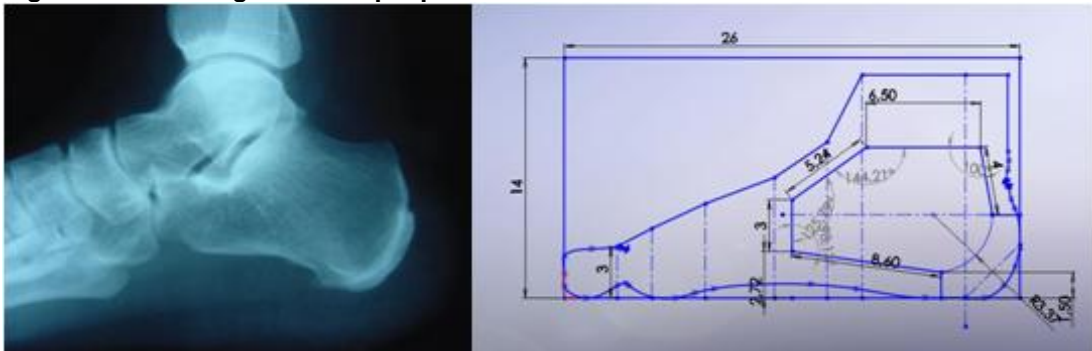
3.3 Despiece de la prótesis

A partir de las necesidades anatómico-funcionales y características específicas en los pacientes que padecen de una amputación a nivel transtibial, se construye una prótesis para su rehabilitación, misma que propone el Ing. Sergio G. Blanno en su tesis para la obtención del grado de Maestro en Ingeniería Biomédica.

3.3.1 Diseño gráfico con Solid Works

Luego de un estudio minucioso de las bases funcionales, se propone un diseño gráfico para la construcción de la prótesis utilizando la tecnología del software Solid Works comparando la anatomía propia del pie como se muestra en la figura 36.

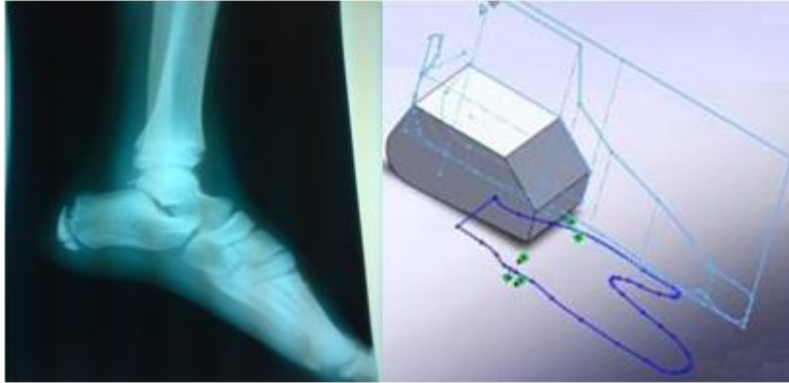
Figura 36. Diseño gráfico del pie protésico



Fuente: elaboración propia

Posteriormente basándose en las dimensiones y funcionalidad de los ortijos del pie, se busca generar un diseño prototipo gráfico simulando de la forma más similar las estructuras anatómicas como un solo componente, mismo componente que brindará cierta funcionalidad de muelleo como lo hace el metatarso. (Figura 37)

Figura 37. Diseño gráfico de los ortijos



Fuente: elaboración propia

Una vez diseñado gráficamente el prototipo de pie, se prosigue con el diseño de la prótesis hasta el sistema de adaptación donde se unirá el socket del muñón como se muestra a continuación en la Figura 38.

Figura 38. Prototipo gráfico de la prótesis transtibial



Fuente: elaboración propia

Este diseño del prototipo permite simular las 3 fases de biomecánica de la marcha de manera eficiente partiendo de un sistema de mecedora mecánicamente regulada permitiendo un impulso final. (Figura 39).

Figura 39. Prototipo gráfico y las fases de la marcha



Fuente: elaboración propia

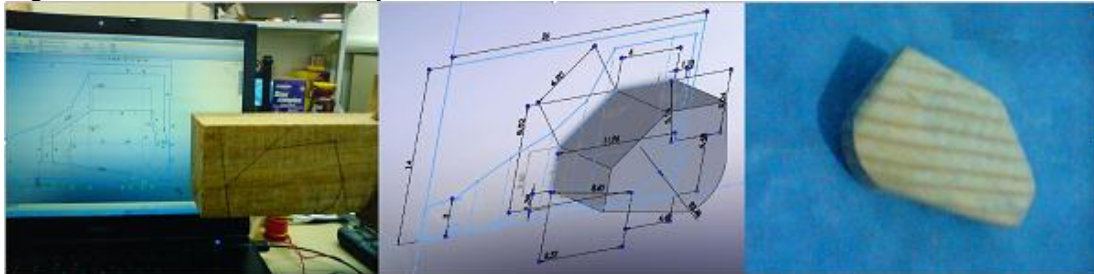
El diseño gráfico basado en el software Solid Works ha sido estudiado de acuerdo al análisis de variables que deben ser tomadas en cuenta, como lo es la capacidad de deflexión del componente elástico correspondiente a los ortijos, a la carga que debe soportar cada material, en particular el que hace referencia al calcáneo, así como el movimiento mecánico que debe poseer cada componente, cálculos que se encuentran analizados en el **Anexo B**.

3.3.2 Construcción de la estructura interna del pie protésico

Posterior al diseño gráfico de las partes de la prótesis se propone la construcción del primer prototipo de calcáneo que debido a las características propias de la madera de pino (**Anexo C**), que provee dureza, resistencia, flexibilidad y funcionalidad, además de que la madera bien curada proporciona estabilidad molecular bastante alta que favorece la absorción de impactos y resistencia al quiebre, siendo fácilmente trabajada.

Por lo que se maquinó la pieza de madera utilizando una sierra de disco, seguetas, prensas manuales y tornillos de banco. (Figura 40).

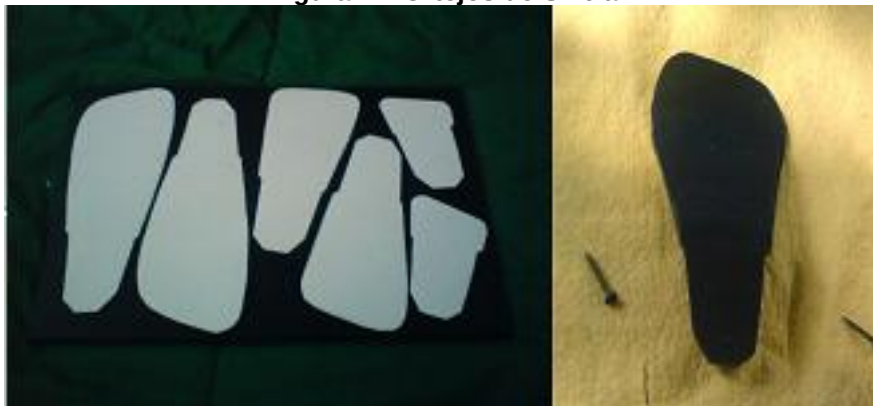
Figura 40. Diseño de madera para el calcáneo



Fuente: elaboración propia

Posterior al diseño de la pieza correspondiente al calcáneo, se buscó un material que por sus características físicas tuviera la capacidad de flexión y de fácil moldeado con la finalidad de construir la parte correspondiente a los ortejos de los pies y que en conjunto con la pieza de madera simulara la funcionalidad de el metatarso permitiendo un sistema de muelleo (Figura 41). El material que se adecuó a estas características fue el Sintra material similar al Trovicel fácil de moldear con agua caliente y presión digital. (Características del Sintra, **Anexo D**).

Figura 41. Ortejos de Sintra



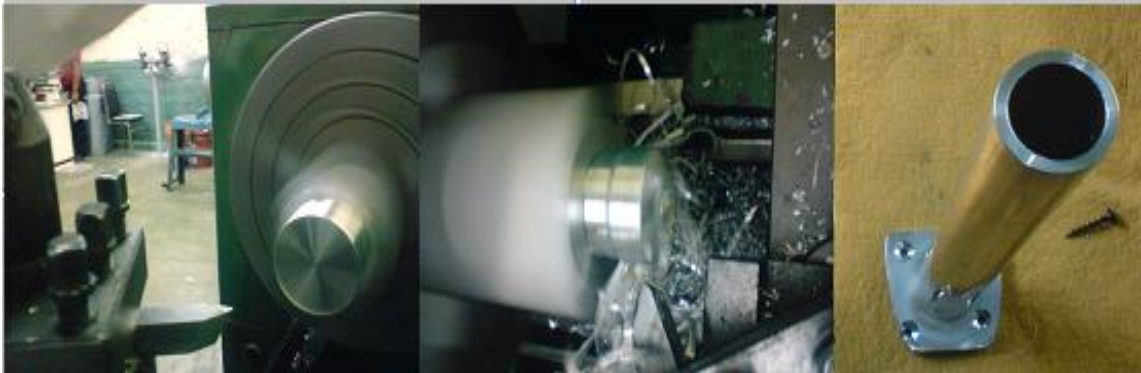
Fuente: elaboración propia

3.3.3 Construcción de la pierna y ensamblaje

Una vez obtenida la parte interna estructural del pie protésico, se decide la maquinación del segmento equivalente a la pierna necesitando de 2 piezas básicas, las cuales se hicieron utilizando un torno, una fresadora, sierras de cinta y otras herramientas del taller mecánico.

El material seleccionado para esta parte debía cubrir con las características de ser ligero y muy resistente para soportar el peso del cuerpo humano en fase estática y dinámica por lo que se optó por el Duraluminio (**Anexo E**, características del duraluminio). A diferencia de utilizar otro tipo de metal como el mismo acero inoxidable, el maquinado del duraluminio es más sencillo debido a que brinda menor resistencia ante el torno y la fresadora. (Figura 42).

Figura 42. Uso del torno para la construcción del segmento de la pierna



Fuente: elaboración propia

Se realizó el ensamble de las piezas construidas hasta ese momento para posteriormente darle un acabado final. (Figura 43).

Figura 43. Ensamblaje y acabado final



Fuente: elaboración propia

Después del ensamblaje se procedió a realizar una prueba simulada para verificar la funcionalidad de la estructura de la prótesis sin someterla a un estrés dinámico importante y de esta manera corroborar que la prótesis propuesta cubriera con las fases correspondientes de la biomecánica de la marcha como se muestra en la Figura 44 mostrando gran similitud con las fases mostradas en la etapa de la investigación con el cadáver.

Figura 44. Simulación con el prototipo mecánico de la biomecánica de la marcha



Fuente: elaboración propia

✓ Trámite de protocolo de pruebas

Ya alcanzada la meta de la construcción de la prótesis mecánica transtibial, se procede a la búsqueda de pacientes u organismos que permitan el desarrollo de pruebas de funcionalidad en pacientes para someter a la prótesis a un estrés dinámico real por lo que para poder realizar las pruebas en los pacientes se buscó el apoyo de las instituciones que pudieran contar con pacientes amputados a este nivel transtibial, como el DIF y el IMSS.

En primera instancia se buscó el apoyo del CREE-DIF Estatal de Puebla sin obtener ningún resultado por lo que se procedió con la búsqueda del apoyo del IMSS, Traumatología y Ortopedia, en donde se mencionó que la naturaleza de los pacientes es primordialmente postoperados por lo que las pruebas de funcionalidad no son posibles hasta que el muñón haya alcanzado un grado de madurez suficiente y no sufra de lesiones a causa de la prótesis por lo que, se acudió al CREE-DIF Estatal de XALAPA, VERACRUZ (**Anexo F**, Trámite de Protocolo de Pruebas). En donde se brindó un apoyo total e incondicional y mantiene sus puertas abiertas para realizar las pruebas necesarias u otras investigaciones de la misma índole.

Se revisó el protocolo de investigación y la prótesis hasta ese momento alcanzada y se sugirió por parte de expertos en el área que se realizaran algunas modificaciones, para que el diseño cumpliera con el estándar internacional establecido por la ISPO (International Society for Prosthetics and Orthotics).

Mismas modificaciones que se enumeran a continuación. (Figura 45).

- La unidad transtibial de soporte tubular debe cumplir con el estándar de adaptabilidad a un sistema de alineación piramidal.

- El mejor modo de sujeción de la unidad prótesis de pie a la unidad transtibial es por medio del uso de un tornillo pasado de 3/8" que se acopla a un sistema de pirámide de alineación.

Figura 45. Sistema piramidal de alineación aprobado por la ISPO



Fuente: Sistema piramidal de alineación marca Otto Bock.

El sistema de alineación piramidal mostrado en la figura anterior proviene de Austria, por lo que es de difícil adquisición; sin embargo, es de patente vencida por lo que a partir de duraluminio, herramientas y maquinaria mecánica se obtuvo un maquinado semejante. (Figura 46).

Figura 46. Sistema piramidal de alineación maquinado en México durante esta investigación



Fuente: elaboración propia

Una vez obtenido el sistema piramidal se ensambla con el pie protésico mismo que es parte de la propuesta de construcción de prótesis de miembro inferior del Ing. Sergio G. Blanno como se muestra en la figura 47.

Figura 47. Ensamblado del pie protésico resultante con el sistema piramidal aceptado por la ISPO



Fuente: elaboración propia

✓ **Funda cosmética de espuma de poliuretano**

Para conseguir esta incorporación de la prótesis, ha sido necesaria la obtención de un molde que se ajuste en dimensiones con las necesidades básicas del paciente en cuanto a talla se refiere, así como su parte estética, de tal forma que, se buscó que la funda fuera lo más parecida a las características del pie sano del paciente para contribuir un tanto en la rehabilitación psicológica del mismo.

De esta forma, la funda es construida a partir de espuma de poliuretano, catalizador y colorante; misma que es bien descrita por S. G. Blanno en su tesis de grado de Maestría en Ingeniería Biomédica (**Anexo G**, Estética de la prótesis, Espuma de poliuretano).

1. La obtención del molde se realizó por medio de “vendas de yeso” que al entrar en contacto con el agua hacen reacción que no genera daño sobre la piel humana, debido a esto, se colocaron directamente sobre el pie sano de un individuo.

Una vez secadas las vendas, se retiran por distintos medios, ya sea con Sierra de disco Striker (marca registrada) u otros, buscando no dañar las vendas para conservar la integridad de la estética interna que conservan las vendas en su interior. (Figura 48).

Figura 48. Obtención del molde de yeso



Fuente: elaboración propia

Se liján imperfecciones internas de las vendas y se resanan con yeso; después se coloca desmoldante grasoso (vaselina) dentro del molde con la finalidad de favorecer a que la espuma se libere fácilmente. (Figuras 49 y 50)

Posteriormente se alinea internamente la estructura de la prótesis del pie; se sellan las paredes laterales del molde para evitar fugas y se vierten los químicos antes mencionados en proporciones que sugiere S.G. Blanno.

Figuras 49 y 50. Molde acabado (izquierda), Espuma de poliuretano (derecha)



Fuente: elaboración propia

2. Se dejan espumar los químicos hasta que se detenga la reacción y se deja enfriar. Una vez frío el molde, se extrae la pieza completa y se ensambla. (Figuras 51 y 52).

Figuras 51 y 52. Extracción del pie de espuma (izquierda), Corte del pie de espuma que explica la posición de la estructura interna del pie protésico (derecha)



Fuente: elaboración propia

3.4 Procedimiento de fabricación de la cuenca o socket

En seguida se describe la fabricación de un nuevo concepto de socket:

1. Se coloca una media especial para prótesis sobre el muñón sobre la cual se marcan las protuberancias propias del muñón, para poder tomarle un molde de yeso y poder tener una pieza maestra para la obtención de la cuenca. (Figura 53).

Figura 53. Protuberancias propias del muñón



Fuente: elaboración propia

2. Una vez tomadas las primeras impresiones y marcadas las protuberancias, se ajusta una media de contención, para evitar que los tejidos flácidos del muñón se deformen al tomar el molde de yeso. Se remarcan las protuberancias por medio de gasas principalmente. (Figura 54).

Figura 54. Marcas de las protuberancias para las impresiones



Fuente: elaboración propia

3. Se realiza el molde “negativo” del muñón del paciente. Este molde se realiza por medio de vendas de yeso de secado rápido. (Figura 55).

Figura 55. Molde negativo del muñón



Fuente: elaboración propia

4. Una vez que se ha obtenido el molde “negativo” se procede a rellenar con yeso para obtener la pieza sobre la cual se trabajará el “socket”. (Figura 56).

Figura 56. Muñón de yeso



Fuente: elaboración propia

*No se trabaja directamente sobre la piel del paciente por la necesidad de elevar la temperatura al incorporarse químicos plásticos, así como por la difícil manipulación del mismo.

5. A partir de aquí se trabaja con el molde “positivo” para utilizarlo para obtener el socket adecuado. (Figura 57).

Figura 57. Muñón de yeso con las protuberancias definidas



Fuente: elaboración propia

6. Se detalla y se rebaja discretamente el molde de yeso para quitarle relieves defectuosos. (Figura 58).

Figura 58. Eliminación de relieves defectuosos



Fuente: elaboración propia

7. Se procede a continuación utilizando el molde “positivo” para laminar el socket o cuenca. El primer material empleado es la fibra de vidrio en STOCKINET. (Figura 59).

Figura 59. Recubrimiento del muñón de yeso con fibra de vidrio



Fuente: elaboración propia

8. Posteriormente se lamina con resina poliéster. Para ello, se recubre la fibra de vidrio con una bolsa de plástico y se extrae por medio de una bomba de vacío todo el aire para no generar burbujas. Y el proceso de laminado se realiza al vacío para asegurar la correcta distribución de la resina sobre la fibra de vidrio. (Figura 60.)

Figura 60. Laminación del socket con resina poliéster



Fuente: elaboración propia

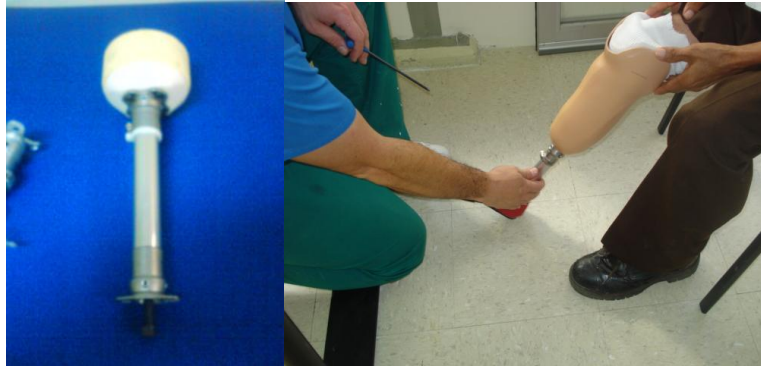
9. Se vacía entonces la mezcla de resina, catalizador y colorante “piel” en esa “cámara de vacío” para combinarla con la fibra de vidrio. Se lleva a cabo de esta forma una reacción exógena.

* Durante esta etapa, la pieza modular que conecta el socket con la unidad transtibial se sumerge en la resina de acuerdo con algunos investigadores. Sin embargo, para fines prácticos y de control, se prefirió atornillar estos dos componentes

10. Una vez conseguida la cuenca se prosigue con el relleno, el cual se forma con una hoja de silicón y con calcetas ortopédicas solo para dar la forma interna.

11. Una vez sinterizado el material se procede a medirlo en el paciente, se prueba su ajuste y comodidad una vez incorporándole el sistema de alineación actualmente internacional. (Figura 61).

Figura 61. Medición del socket ya ensamblado con el sistema piramidal

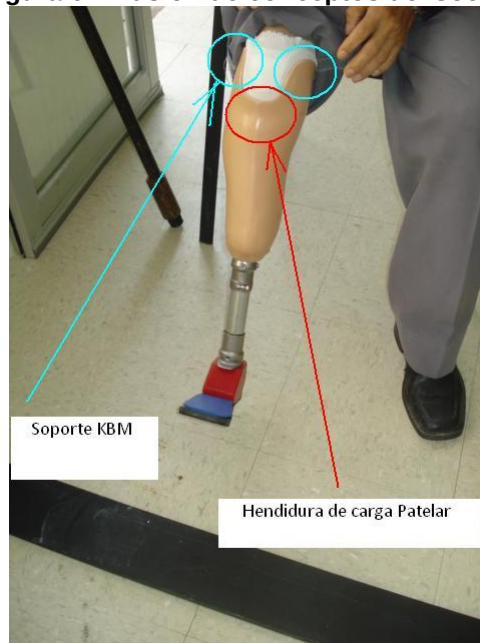


Fuente: elaboración propia

En forma de innovación, cabe mencionar que el socket presentado en esta investigación se obtuvo a partir de la fusión de dos conceptos, el primero denominado socket PTB o “Patelar Tendon Bearing”, es decir, un socket en el cual la carga se distribuye sobre el tendón patelar (rotuliano); y el segundo, el KBM, que es la versión alemana, en la que el socket va por encima de la rodilla, siendo los cóndilos femorales los que reciben la carga; de igual forma, es KBM, utiliza una cuña adosada al cóndilo interno del muñón como sistema de suspensión de la prótesis.

En este nuevo concepto, se tiene que la carga se distribuye en el segmento anterior del muñón en el tendón patelar, en los segmentos laterales, en los cóndilos femorales, y el posterior, se encuentra semi-libre. De ésta forma, proporciona mayor libertad de movimiento y soporte para evitar movimientos laterales o mediales, brindando mayor comodidad y adaptabilidad como se muestra en la figura 62.

Figura 62. Fusión de conceptos del socket



Fuente: elaboración propia

3.5 Pruebas mecánicas del prototipo (Figura 63)

Figura 63. Prototipo mecánico de la prótesis



Fuente: elaboración propia

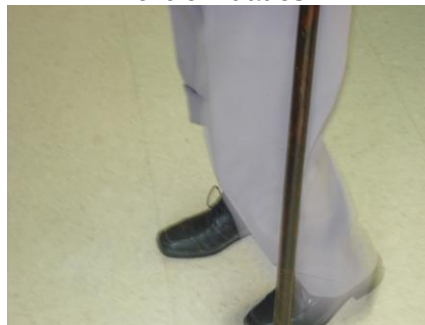
Para la realización de las primeras pruebas en pacientes con este nuevo concepto de prótesis se necesitó escoger a 2 pacientes, pacientes que no tuvieran una co-morbilidad (enfermedad de base).

3.5.1 Primer paciente o paciente A

El paciente en estudio tiene 65 años de edad, pesa 57.5 Kg y su pie sano tiene como talla 24.5 cm. Fue amputado a nivel transtibial de su pie derecho. Como parte de su historial médico, se conoce que hace 7 años hasta el año pasado utilizaba una prótesis transtibial, la cual se rompió hace 1 año. El rompimiento o falla de la prótesis inicial se debe a que es el tiempo promedio de vida de una prótesis, es decir, desgaste normal. El paciente presenta “punzaciones” en el muñón y dolor fantasma en el miembro residual.

Su de ambulación está limitada a las inmediaciones de su casa habitación y las cercanías de esta. Se dedica a hacer trabajos de ebanistería, barniz y pintura debido a que por la dependencia causada por la amputación, puede solo desarrollar estos trabajos cerca de su hogar. Debido a que el patrón de la marcha del Paciente A se ve afectado por una deformación en sus huesos propia de su edad, la rehabilitación se torna más compleja; en la figura 64 se muestra el paciente con dichas alteraciones.

Figura 64. Paciente con la prótesis previa donde se aprecia la deformidad en las extremidades



Fuente: elaboración propia

Se procedió a probar la prótesis propuesta sin funda cosmética y sin alineación previa con respecto del miembro residual del paciente a 90° de inclinación (completamente recta). (Figura 65).

Se realiza la prueba de esta manera para comprobar que la prótesis cumple con todas las fases de biomecánica de la marcha; de igual forma, se pretende mostrar con esta primera parte de la prueba la importancia de la alineación de la prótesis con respecto a la biomecánica de la marcha individual de este paciente comparándose clínicamente con una segunda prueba con cambio de graduación en la alineación protésica.

Figura 65. Medición de la prótesis



Fuente: elaboración propia

En seguida se presentan algunas evidencias de las pruebas de la funcionalidad y adaptabilidad del paciente ante la prótesis transtibial en las cuales se cumplen las metas mecánicas de la propuesta de prótesis propias de esta investigación. (Figura 66).

Figura 66. El paciente utilizando la prótesis propuesta en esta investigación. Alineación 90° respecto del miembro residual



Fuente: elaboración propia

Como es de observarse en las imágenes anteriores, la marcha del paciente es rígida, poco dinámica, por lo que se consideró el cambio de graduación y alineación como se tenía contemplado. De esta forma, se procedió a realizar la alineación adecuada para este paciente en banco de pruebas a 5° de inclinación con respecto de la vertical a la pierna. Esta graduación se sugirió para compensar las alteraciones de la marcha propias de la edad del paciente y de su modo de vida. (Figura 67).

Figura 67. Marcha con la prótesis alineada



Fuente: elaboración propia

Como se puede observar, se nota más plástica la de ambulación con este cambio de graduación en la alineación, lo cual comprueba que está justificado el uso de un sistema de alineación que en conjunto con el resto del diseño provee una adecuada dinámica clínica.

Posterior a la segunda prueba, se le pidió al paciente que opinara respecto de la prótesis propuesta obteniendo las siguientes respuestas:

Paciente A:

➔ **Nombre:** Sr. Abel Trujillo

➔ **¿Como sintió la prótesis?**

Respuesta interpretada: Sintió la prótesis bien, la usará unos días para saber si no le genera ninguna molestia

➔ **¿Sintió la prótesis cómoda?**

Respuesta interpretada: Sintió la prótesis cómoda.

➔ **¿Sintió que la prótesis era ligera?**

Respuesta interpretada: La sintió bien con respecto del peso.

➔ **¿Sintió la prótesis dura, con mucha fuerza, con golpeo?**

Respuesta interpretada: La prótesis lo aventaba hacia adelante, le daba impulso para iniciar el siguiente paso.

*La entrevista y las pruebas se encuentran en el CD anexo a este escrito.

3.5.2 Segundo paciente o paciente B

El paciente B tiene 56 años de edad, pesa 57.5 Kg y posee una talla media de 26.5 cm. Fue amputado a nivel transtibial de la extremidad inferior derecha. Dentro de su historia médica se conoce que desde hace 9 años utiliza prótesis transtibial, de la cual, la sección correspondiente a la unidad transtibial y la unidad protésica de pie se encuentra en buenas condiciones; sin embargo la cuenca o socket para el muñón se encuentra en malas

condiciones. La causa de la falla es el tiempo de vida de los materiales con los que fue diseñado el socket. En la exploración física regional se tiene que el paciente presenta en su miembro residual laceraciones y callosidades en algunas áreas debido a puntos de fricción y de presión.

Su de ambulación se encuentra limitada a las inmediaciones de su casa habitación y la comunidad, se dedica a la agricultura y es encargado de una tienda de víveres. Debido a que este paciente es un paciente en edad productiva, se puede considerar como un caso totalmente independiente y diferente al caso antes descrito por sus necesidades dinámicas.

Con respecto al patrón de la marcha del paciente, se observa un adecuado ciclo de ambulación, sin deformidades o deficiencias.

Se continúa con la realización de las pruebas de la marcha con el paciente B una vez analizada su situación clínica. (Figuras 68 y 69).

Figura 68. El paciente ejecutando el proceso de marcha con la prótesis propuesta



Fuente: elaboración propia

Figura 69. Paciente utilizando la prótesis propuesta desde una vista anterior



Fuente: elaboración propia

A la observación se tiene que las pruebas clínicas arrojaron resultados más favorables por el estado previo de salud del paciente B con respecto al paciente A. De esta forma, se puede mencionar que un factor determinante para la adaptabilidad adecuada del usuario es la situación clínica del paciente, previa al uso del dispositivo protésico.

De igual manera que con el paciente A se le pidió al paciente B que opinara acerca de la prótesis respondiendo:

Paciente B:

➔ **Nombre:** Sr. Crescencio Arroyo

➔ **¿Como sintió la prótesis?**

Respuesta interpretada: La sintió ligera, considera que queda le bien así.

➔ **¿Sintió la prótesis cómoda?**

Respuesta interpretada: La sintió cómoda. Pero el Socket recién fabricado le genera un poco de molestia debido a sus laceraciones previas al uso del socket actual.

➔ **¿Sintió que la prótesis era ligera?**

Respuesta interpretada: La sintió bien con respecto del peso.

➔ ***¿Sintió la prótesis dura, con mucha fuerza, con golpeo?***

Respuesta interpretada: La sintió adecuada, la sintió liviana en la punta.

*La entrevista y las pruebas se encuentran en el CD anexo a este escrito.

3.5.3 Análisis clínico de la biomecánica de la marcha basado en las pruebas de funcionalidad inicial

Basado en los videos recopilados y en las fotografías obtenidas en ambos pacientes se logra observar que el prototipo de prótesis presentado cumple funcionalmente con las tres fases de la biomecánica de la marcha, proporcionándole a paciente comodidad y libertad de movimientos durante cada momento del ciclo.

Durante la fase plantar o de apoyo, proporciona un apoyo adecuado, así como estabilidad a nivel de la rodilla del miembro residual, lo cual le proporciona soporte suficiente sin perder la plasticidad para dar el paso como se muestra en la figura 70.

Figura 70. La plasticidad del paso con la prótesis se conserva



Fuente: elaboración propia

De la fase de apoyo a la fase de despegue se aprecia la flexión de la quilla de Sintra, en su estado netamente estructural, proporcionando despegue y resorteo tal como lo proporcionan los ortijos del pie anatómico. (Figura 71).

Figura 71. Fase de despegue del pie protésico



Fuente: elaboración propia

3.6 Prueba final del funcionamiento de la prótesis propuesta (Figura 72)

Figura 72. Prótesis mecánica transtibial propuesta



Fuente: elaboración propia

Posterior a las pruebas de funcionamiento mecánico, se procede a la utilización de la prótesis transtibial con el pie protésico y con la funda cosmética, así como, calcetín y calzado del paciente. Sin embargo, uno de ellos no se presentó el día de la cita argumentando: “Ahora si que la prótesis

como me la dieron está bien” sic. pac., de tal forma que la prueba se realizó en un sólo paciente.

De igual forma que en las primeras pruebas, se ensambla el socket; y en este caso, se coloca calcetín y zapato en la prótesis para posteriormente alinearla clínicamente y mediante péndulos como se muestra en la figura 73.

Figura 73. Alineación de la prótesis mediante péndulos

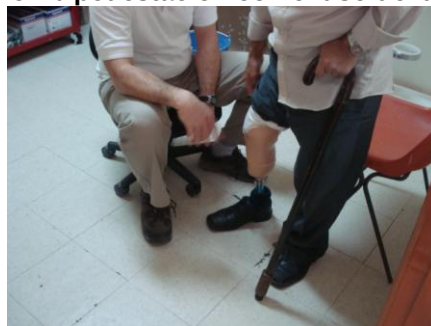


Fuente: elaboración propia

3.6.1 Prueba final de la prótesis transtibial en el paciente A

El paciente A se presentó al DIF Estatal Xalapa para realizar las pruebas finales con las características ya mencionadas con anterioridad. Se le colocó la prótesis y se alineó de acuerdo con las necesidades del paciente y se le pidió que se levantara como se muestra en la figura 74.

Figura 74. Paciente en bipedestación con el uso de la prótesis propuesta



Fuente: elaboración propia

Una vez colocada la prótesis en el muñón del paciente, se procede a realizar la primera prueba de la marcha que es la de ambulación sobre una superficie plana; posterior a ella, se realiza una prueba complementaria correspondiente a la marcha en una superficie regular con una pendiente de 5 grados sobre la horizontal. Ambas pruebas se estudian en el siguiente apartado.

Posterior a las pruebas, de la misma manera que en la ocasión anterior, se le pide al paciente que opine acerca de la prótesis como se presenta a continuación:

➔ **Nombre:** Sr. Abel Trujillo

➔ **Ahora que caminó en la rampa, ¿cómo sintió la prótesis?**

Respuesta interpretada: La sintió aceptablemente bien

➔ **¿La sintió ligera, pesada o más cómoda?**

Respuesta interpretada: La sintió más cómoda

➔ **Ahora que se le hicieron las modificaciones, ¿ya no le molesta el socket?**

Respuesta interpretada: No, ya no

➔ **¿Algún detalle que usted sienta mal del pie o de la prótesis?**

Respuesta interpretada: No

➔ **¿La va a usar estos días para probarla?**

Respuesta interpretada: Sí, por supuesto

➔ A la hora de subir la rampa, ¿no sintió que se iba hacia adelante o que se caía?

Respuesta interpretada: No

➔ ¿La sintió bien en todos los aspectos?

Respuesta interpretada: Sí

*La entrevista y las pruebas se encuentran en el CD anexo a este escrito.

3.6.2 Análisis clínico de la biomecánica de la marcha basado en las pruebas de funcionalidad con inclinación

✓ Superficie plana

En esta primera etapa, se le dan las instrucciones al paciente y se le explica la situación de la nueva prótesis. Se corrobora la simetría estática del paciente.

Figura 75. Prueba de la prótesis en superficie plana, primeros pasos de adaptabilidad



Fuente: elaboración propia

En la figura 75, se le pide camine de frente para poder observar la libertad de la rodilla, de tal manera que se comprueba es adecuada para la de

ambulaci3n en superficies planas. Se ve la simetría dinámica del paciente siendo aceptable.

Figura 76. Prueba de la prótesis en superficie plana con cambio de terreno



Fuente: elaboraci3n propia

Posterior a ello, (Figura 76) se le pide al paciente que camine en direcci3n del rehabilitador para cerciorarse de la capacidad muscular al dar el paso y el apoyo al caminar. Y se le pide al paciente que salga de la habitaci3n para corroborar sus capacidades individuales, incluido el equilibrio. De haber sido necesario el apoyo del paciente para salir, se hubiera suspendido el complemento de la prueba.

✓ **Descenso de la pendiente**

Una vez alcanzada la salida de la habitaci3n se le pide al paciente que descienda la superficie inclinada para determinar si es posible la marcha y observar el patr3n de la misma; se debe hacer notar, que el paciente por su edad requiere del apoyo de un bast3n, sin embargo, esta limitante no dificulta la evaluaci3n como se muestra en la figura 77.

Figura 77. Serie de la marcha con el uso de la prótesis durante el descenso de una pendiente



Fuente: elaboración propia

En esta secuencia de imágenes se pueden ver reflejadas las distintas fases del la marcha, que como es notorio, son adecuadas biomecánicamente. Sin embargo, el paciente debido a su edad geriátrica requiere mayor tiempo para su adaptación. Cabe hacer referencia que ante un plano inclinado, la

prótesis debe brindar suficiente soporte en toda su estructura distribuyendo fuerzas en todo el eje de movimiento protésico.

✓ **Cambio de inclinación**

En esta etapa, el paciente requiere de suficiente equilibrio y coordinación para hacer posible el cambio de piernas durante la rotación en el mismo sitio. Se hace necesaria esta prueba para comprobar la confianza adaptativa del paciente hacia la prótesis. (Figura 78).

Figura 78. Cambio de inclinación, rotación sobre su propio eje



Fuente: elaboración propia

✓ **Ascenso de la pendiente**

Durante esta última parte de la prueba complementaria, se observan distintas implicaciones tanto médicas como biomecánicas. Por citar un ejemplo, una de las implicaciones médicas que en todo paciente se ha de tomar en cuenta es su salud cardiovascular que en el caso de este paciente fue revisada por el autor de esta tesis. Acerca de las implicaciones biomecánicas del paciente, se conocen ciertas limitaciones en la locomoción del paciente propias de la edad.

Figura 79. Serie de la marcha con el uso de la prótesis durante el ascenso de una pendiente



Fuente: elaboración propia

Con respecto a las implicaciones biomecánicas protésicas, es de conocerse que las prótesis de miembro inferior requieren cierta elasticidad a la altura de “los metatarsianos” para formar un arco que no limite el movimiento durante la fase de balanceo en la marcha; y esa misma elasticidad puede ser utilizada posterior a la compresión para ejercer un impulso y facilitar el

balanceo del lado contralateral. Es de observarse entonces que, la prótesis cubre con esos requerimientos. (Figura 79).

De igual manera, durante toda la secuencia de la marcha, la cuenca o socket debe brindar, además de comodidad, suficiente soporte para efectuar los movimientos.

✓ Revisión de la prótesis

Figura 80. Revisión de la prótesis posterior al estrés dinámico de la marcha del paciente



Fuente: elaboración propia

Una vez probada la biomecánica de la marcha en el paciente, es necesario revisar la prótesis para conocer la resistencia de los materiales ante un desgaste biomecánico específico, que como se puede notar en la figura 80, los materiales empleados en la construcción de la prótesis son, en conjunto, lo suficientemente resistentes para el trabajo demostrado.

Sin embargo, para conocer el tiempo de vida de la prótesis es necesario realizar estudios posteriores.

CAPÍTULO 4

CONCLUSIONES

4.1 Conclusiones relativas a los objetivos específicos y al general

Se puede decir que a partir de los resultados obtenidos en este trabajo de investigación se ha cumplido con los objetivos citados al principio de este escrito. Se estudiaron distintas características biomecánicas de la locomoción del ser humano y características necesarias para la adaptabilidad de un paciente a una prótesis transtibial para poder diseñar y construir una prótesis que cubriera con las demandas del paciente.

A partir de las encuestas realizadas se corroboraron bastantes datos estadísticos de la situación actual de pacientes amputados en el Estado de Puebla, así como se identificaron factores que intervienen con la adaptabilidad en la relación de paciente-prótesis.

Durante la revisión de la literatura y la práctica de disecciones, se lograron identificar los factores básicos para la de ambulación incluyendo algunos conceptos generales de la Biomecánica humana y anatomía de la región de interés. De esta forma, también se pudieron reconocer puntos de referencia funcionales para el desarrollo de una prótesis transtibial, con características anatómicas similares a las humanas, y así establecer una relación mecánica útil para la aplicación de los componentes en la prótesis.

Una vez entendidos los conceptos clave por los medios ya mencionados, se buscó en la literatura y asesorías de personas que conocen del tema incluyendo al Ing. Sergio Blanno García para contribuir con el despiece y

construcción de componentes protésicos del miembro inferior, mismos que se mencionan en el Capítulo tres.

Para poder desarrollar un prototipo de socket protésico fue necesario formar un equipo con el CREE-DIF estatal de Xalapa, para que de igual forma, se realizara la toma de valores antropométricos de los pacientes y con ello hacer las pruebas de funcionalidad y adaptabilidad.

4.2 Aportaciones originales

Las aportaciones originales que se presentan dentro de este trabajo son diversas, como la inclusión de la opinión de los pacientes ante prótesis existentes en el mercado siendo de vital importancia para considerarse como uno de los pilares de la adaptabilidad del paciente en la prótesis propuesta.

También, se buscó una base totalmente anatómica para el diseño de la prótesis proporcionando, mediante técnicas de disección, la información suficiente acerca de la biomecánica de la marcha y requerimientos básicos de las prótesis para la de ambulación, siendo ésta base una propuesta diferente de procedimiento empleado, tomando las disecciones de la región en estudio como sustento tanto teórico como práctico dentro de la investigación y contribuyendo a la par con la enseñanza de alumnos de la licenciatura en Ingeniería Biónica para darle un enfoque más realista a la asignatura en su práctica profesional.

Posterior a la revisión de la literatura, se diseñó un nuevo concepto de socket entre la fusión de dos diseños ya existentes, obteniendo las ventajas de cada uno de ellos, buscando cubrir con la demanda de los pacientes. De tal manera que, aunado con el pie protésico y la tibia indicados, el socket cubre adecuadamente con las funciones básicas de ambulación. Siendo una

aportación adicional el diseño modular del socket y el resto de la prótesis que facilita el intercambio de piezas y ajustes, incluyendo la alineación con respecto del paciente y con la fisionomía individual.

4.3 Límites del modelo planteado

El modelo que se presenta de la prótesis es adecuadamente funcional en n paciente de edad productiva y en un paciente geriátrico; sin embargo, la prótesis no está diseñada para un paciente de alto rendimiento en cuanto a actividades físicas se refiera, de tal forma que, para este tipo de población habría que replantear el diseño del despiece para mejorar su resistencia ante alto impacto.

Con respecto al método de estudio a través de las disecciones, es realmente complejo tener acceso a un laboratorio con las características indispensables y con los lineamientos básicos para el adecuado uso del mismo y de los cuerpos.

4.4 Recomendaciones para futuros estudios

En el presente trabajo se mostró un camino o un método para la obtención de recursos necesarios para mejorar la adaptabilidad de un paciente a una prótesis transtibial; sin embargo, debido a que no se contaba con la mejor tecnología, pudieron quedar algunos detalles que podrían mejorarse de la prótesis y favorecer aún más la adaptabilidad temprana del paciente. De igual manera, la prótesis resultante es una prótesis que puede ser condicionada para cubrir con tareas más complejas implementando si es necesario tecnología de vanguardia, sin olvidar las ventajas de la prótesis diseñada durante esta investigación.

Se pudo contemplar que el estudio sistemático de la región anatómica puede utilizarse para simular miembros amputados mediante dispositivos de alta tecnología. También se puede decir que este tipo de enfoque de investigación, permite la visualización de nuevos recursos para el mejoramiento de técnicas ya existentes de terapia incluyendo prótesis de otras regiones, pudiendo servir como base para la formación de algoritmos; así como para la creación de aparatos y herramientas que favorezcan la producción en cantidad y calidad para cubrir de la forma más certera con la demanda de las personas afectadas.

REFERENCIAS

- Anderson, D. Sweeney D. y Williams, T. (2004). *Estadística para administración y economía* (8ª. ed.). México: Thomson.
- Blanno-García, S. (2010). *Tesis para la obtención del grado de maestría en Ingeniería Biomédica*. (UPAEP), México, Puebla.
- Camelo Ulloa, K. J. (2007). *Construcción de un encaje o socket para prótesis de miembro inferior con amputación transfemoral* (Universidad de la Salle, Facultad de Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica). Bogotá D.C. Disponible en:
www.tegra.lasalle.edu.co/dspace/bitstream/10185/17/1/t44.07%20c144c.pdf
- Castillo Moreno, A. (s.f.) *Breve Historia de las Prótesis en México*. Escuela de técnicos en fabricación y adaptación de prótesis y aparatos ortopédicos. México.
- Chu-Lung Wu, Chih-Han Chang, Ar-Tyan Hsu, Chih-Chieh Lin, Shou-I Chen & Guan-Liang Chang. (2003). *A proposal for the pre-evaluation protocol of Below-knee socket design – integration pain tolerance with finite element analysis* 26 (6), pp. 853-860. Journal of the Chinese Institute of Engineers.
- Díaz H., D. y Veloz, A. (s.f.). *Generalidades del Análisis del Movimiento*, (contacto: rusvel50@hotmail.com). Recuperado de: <http://www.monografias.com/trabajos15/kinesiologia-biomecanica/kinesiologia-biomecanica.shtml>.
- Engstrom, b. & Van de Ven, C. (1999). *Therapy for amputees*, (3rd. ed.).China: Churchill Livingstone, Elsevier. ISBN 0443 05975 6
- Equipo portal mayores. (2007). *Glosario especializado en Geriatría y Gerontología*, (3a. ed.) España: IMSERSO y CSIC. Disponible en: http://www.seg-social.es/inicio/?MIval=cw_usr_view_Folder&LANG=1&ID=10485 y en:
<http://www.imsersomayores.csic.es/documentos/documentación/glosario/2007/glosario2007.pdf>.
- Gardner, Gray y O' Ragily. (1981). *Anatomía*. (5a. ed.). Mc Graw-Hill.
- Guillén del Castillo y Linares Girela, (2002). *Bases biológicas y fisiológicas del movimiento humano*, (2a. ed.). España: Médica Panamericana.
- Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C. y Baptista, P. (2006). *Metodología de la investigación* (4ª ed.). México: Mc Graw-Hill.

- Hislop H., Montgomery J. (2001). *Pruebas Funcionales Musculares*. Madrid: Marban.
- Irigoyen, H. (s.f.). *Definición y campo de acción de la rehabilitación* (contacto: neuro@neurorehabilitacion.com, Instituto Caren, Rehabilitación neurológica). (Argentina). Disponible en:
<http://www.neurorehabilitacion.com/rehabilitacion.htm>.
- Keith L. Moore, (1993). *Anatomía con Orientación Clínica*, (3a. ed.). Panamericana.
- Kendall H.O. y Kendall F.P. (1985). *Músculos Pruebas y Funciones* (2ª. ed.). Barcelona: Wadsworth G.E. Editorial Jims.
- Kottke, F. J., Keith Stillwell, G. y Zehmann, Krusen, J. F. (s.f.). *Medicina Física y Rehabilitación*. Panamericana. ISBN: 950-06-1226-7.
- Latarjet, M. y Ruiz Liard, A. (1999). *Anatomía Humana*, (3a. ed., Vols. 1-2). España: Médica Panamericana.
- Luna, A. y Bulbulián, J. (1967). *Física*, México: Enseñanza.
- Lusardi, M. & Nielsen, C.. (s.f.). *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. (2nd ed.) Saunders Elsevier. ISBN-13: 978-0-7506-7479-9, ISBN-10: 0-7506-7479-2.
- Meriam, J. y Kraige L. (1997). *Estática*, (3a. ed.). España: Reverté, S.A.
- Modesto, Sosa. (21 de junio de 2007). *Biomecánica: una mirada al funcionamiento de nuestro cuerpo*, Gaceta Ide@s CONCYTEG, (Año 2, No. 21). México.
- Moore, K. L. y Dalley A. F. (2003). *Anatomía con orientación clínica*, (4a. ed.). España: Médica Panamericana.
- National Institute on Disability and Rehabilitation Research, (1998). *Dimensions of disability*. Washington, DC: U.S.A.
- Negrete-Herrera, J. (s.f.), "Técnicas de disecciones y atlas de anatomía humana", (13a Ed.) México, D.F: Méndez Editores.
- Nosedá, A. (s.f.). *Pautas de Estilo Periodístico sobre discapacidad*. Argentina: Comité Federal de Radiodifusión.
- Oborne, D. (1992). *Ergonomía en Acción: La Adaptación del Medio de Trabajo al Hombre*, (1ª. imp.), México, D.F.: Trillas.
- OMS, (1980). *Programa de Acción Mundial para las Personas con Discapacidad, Objetivos, Antecedentes y Conceptos*, (International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps), (ICIDH). Ginebra: Autor.

- Ortega Araoz, A. y Palacios Blanco, J. L. (2006). Hacia la biomecánica, 30 años de investigación en el CIATEC. *Revista Ciencia y Desarrollo* [en línea], (vol. 32, no. 198). Disponible en:
<http://www.conacyt.mx/Comunicacion/Revista/198/Articulos/Hacialabiomecanica/Hacialabiomecanica00.htm>.
- Pacheco, A. y Cruz, M. A. (2006). *Metodología crítica de la investigación*. México: CECSA.
- Pagano, M. y Gauvreau, K. (2000). *Fundamentos de Bioestadística*. (2a. ed.) México, D.F.: Math Learning. ISBN-0-534-22902-6.
- Real Academia Española (2001). *Diccionario de la lengua española* (22a.ed.). España. Disponible en <http://www.rae.es/rae.html>.
- Resnick, R. y Halliday, D. (1980). *Física*, (1a. ed. Vol. 1). México: Compañía Editorial Continental.
- Rojas Soriano, R. (2005). *Guía para realizar investigaciones sociales* (40ª. ed.). México: Plaza y Valdés.
- Rouviere, H. y Delmas, A. (2005). *Anatomía Humana: Descriptiva, topográfica y funcional*, (11a. ed., Vols. 1-3). México: Masson.
- Sarti Martínez M.A., Vera García F.G. (1997). *Manipulación Social en la Actividad físico-deportiva*. Áskesis.
- Sears, F. y Zemansky, M. (1957). *Física General*. España: Aguilar.
- Thompson, J. L. (1982). *Introducción a la teoría del entrenamiento. La Dinámica del Karate*. México: FHER, Marhallarts Print Services.
- Tippens, P. E. (2007). *FÍSICA, conceptos y aplicaciones*, (7a. ed.). México: McGraw-Hill.

ANEXOS

ANEXO A

**ESTATUS DE REHABILITACIÓN Y USO DE PRÓTESIS EN PACIENTES
AMPUTADOS EN LA CIUDAD DE PUEBLA**

La presente entrevista ha sido diseñada para la investigación actual en pacientes postamputados para conocer su estado de rehabilitación y la situación en la que se encuentran.

INSTRUCCIONES: Favor de llenar los campos en blanco y marcar con una "x" la opción que más se adecúe con su caso.

Nombre del entrevistado: _____

Teléfono: _____ Edad: _____ Sexo: M F

1. ¿Cuál es la localización de su amputación?
2. Mencione si conoce el método quirúrgico empleado (¿qué operación le hicieron?)
3. ¿A qué edad fue amputado?
4. ¿Cuál fue la causa de la amputación?
5. ¿Tardó mucho en cicatrizar la herida?
 - a. Si b. No
 - i. En caso de ser si su respuesta, ¿en cuánto tiempo y porqué no cicatrizaba?
6. ¿Recibió algún tipo de rehabilitación después de la amputación? (técnicas de aseo, cuidados generales, otro).
 - a. Si, ¿cuánto tiempo? _____ b. No
7. ¿Se le ha infectado el muñón (herida)?
 - a. Si b. No
8. ¿Acude a consultas de control con su médico?
 - a. Si b. No, ¿por qué?
9. ¿Padece alguna enfermedad de base? (trombosis, diabetes, hipertensión, trastornos cardiacos o motrices, otra)
 - a. Si ¿Cuál? _____ b. No
10. ¿Ha intentado el uso de algún tipo de prótesis de acuerdo a su necesidad?
 - a. Si b. No
 - i. En caso de haberlo intentado, ¿cuál fue la razón para suspender su uso?
11. Conoce de algún centro de venta, donación o distribución de prótesis
 - a. Si, ¿Cuál? _____ b. No

12. ¿Actualmente usa algún tipo de prótesis?

- a. Si b. No

13. En caso de contar con una prótesis, ¿cómo la obtuvo?

- a. Donación b. Comprada c. Regalo d. Préstamo e. Rentada

14. ¿Qué beneficios le ha brindado la prótesis que utiliza actualmente?

15. ¿Qué ventajas le ha encontrado a la prótesis que utiliza actualmente?

16. ¿Cuáles son los usos que le ha dado a la prótesis?

- a. Solo camina b. Corre c. Carga d. Sujeta e. Escribe
e. Otra, ¿cuál? _____

17. ¿Qué desventajas le ha encontrado a la prótesis que actualmente usa?

18. ¿Le ha causado algún daño?

- a. Si b. No

i. En caso de ser si su respuesta, describa detalladamente el daño causado

19. ¿Le fue fácil adaptarse a esa prótesis?

- a. Si b. No, ¿por qué?

20. Si a usted le dieran la oportunidad de mejorar su prótesis, ¿qué le cambiaría?

21. Si encontrara una prótesis con las características deseadas, ¿hasta qué monto estaría dispuesto pagar por la misma?

- a. 20,000 b. 50,000 c. 100,000 d. 150,000 e. 200,000
f) Otra: _____

22. ¿Desea recibir información acerca del proyecto?

- a. Si b. No

23. En caso de ser necesario, ¿le gustaría participar en alguna prueba para la prótesis?

- a. Si b. No

Le agradecemos el apoyo que ha brindado a la investigación.

NOMBRE DEL ENTREVISTADOR: _____

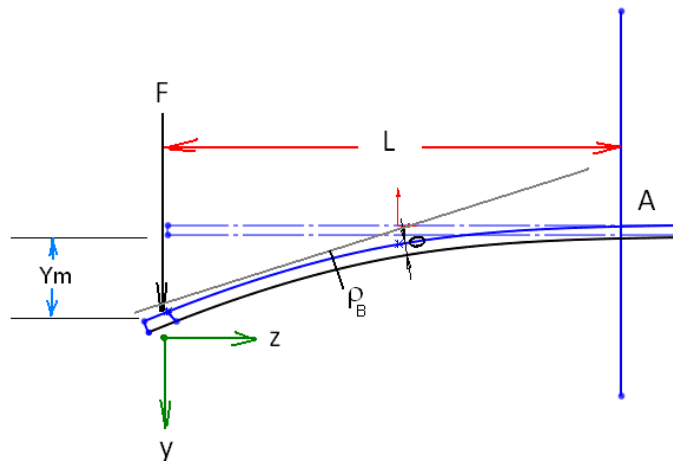
ANEXO B

Obtenido de: Sergio G. Blanno García, Tesis para la obtención del grado de maestría en Ingeniería Biomédica, UPAEP. Puebla, Pue.

Cálculos correspondientes:

Con respecto del diseño de la prótesis, se obtuvo un modelo en 3D que nos permite visualizar la forma estructural de la prótesis y el comportamiento que se presentará en la misma.

A partir de este dibujo podemos inferir con ayuda del cálculo el comportamiento estructural del dispositivo, ya sea como un todo o en partes. Teniendo esto en cuenta y la deflexión que se puede presentar por la carga aplicada a la estructura de la quilla, Se consideró que el comportamiento de la quilla es similar al de una viga en deflexión.



Considerando esta analogía y tomando las ecuaciones de estática referente al cálculo de la deformación de una viga suspendida tenemos que:

$$Y_m = \frac{FL^3}{3EI} \dots\dots\dots (C.1)$$

Donde:

- Ym= Deflexión máxima de la viga [Metros]
- F= La fuerza aplicada para flexionar la viga [Newtons]
- L=Longitud de la viga en deflexión [Metros]

- **E=Módulo de elasticidad [Megapascals]**
- **I=Momento de inercia de la sección transversal de la viga [Metros a la cuarta potencia]**

De donde se puede obtener por medio de los datos propuestos para el diseño de la prótesis. Los cuales son:

- $Y_m =$ INCOGNITA
- $F =$ Peso Paciente multiplicado por 9.81 m/s^2 [Constante gravitacional universal g] para expresarlos en Newtons como unidad de peso.
- $L = 0.12 \text{ m}$
- $E =$ Obtener valor de hoja técnica
- $I =$ INCÓGNITA

Para poder calcular el momento de inercia de la sección transversal de la viga, nos valemos de la ecuación de estática:

$$I = \frac{bh^3}{12} \dots\dots\dots (C.2)$$

Donde:

- **b= Longitud de la base de la sección transversal [Metros]**
- **h= Longitud de la altura de la sección transversal [Metros]**

Tomando como parámetro las dimensiones del diseño de la propuesta tenemos que:

$$I = \frac{[.0025][.009]^3}{12}$$

El momento de inercia de la sección transversal es de:

$$\underline{I = 1.518 \times 10^{-9} \text{ m}^4}$$

Teniendo este valor en cuenta procedemos a sustituir el resultado de la ecuación C.2 en la ecuación C.1:

$$Y_m = \frac{[568.98][0.12]^3}{3[3.3 \times 10^9][1.518 \times 10^{-9}]}$$

De donde se obtiene el valor de la deflexión máxima:

$$\underline{Y_m = 0.0066 \text{ m}}$$

Considerando estos valores se procede a calcular el momento máximo, de la viga suspendida, con respecto de su inserción:

$$M_A = FL \dots\dots\dots (C.3)$$

Donde:

- M_A = Momento máximo de fuerzas aplicado en la inserción de la viga [Newton por Metro]
- F = La fuerza aplicada [Newton]
- L = Longitud a la cual se aplica la fuerza [Metros]

$$M_A = [568.98 \text{ N}][0.12\text{m}] = 68.27 \text{ N.m}$$

Una vez que se obtiene el valor máximo del momento M_A que representa el momento de fuerzas máximo en la inserción, dividimos de nuevo entre $g=9.81 \text{ m/s}^2$ para obtener el valor en Kilogramos soportado por la inserción, lo cual nos da como resultado:

$$M_A / 9.81 \text{ m/s}^2 = 6.98 \text{ Kg}$$

El cual es el peso reflejado en la inserción de Sintra con Pino, y que recibe solo el 10% del peso total de un paciente en esta área.

Sobre la carga máxima que puede recibir la prótesis:

Estructuralmente, la prótesis por la naturaleza de la biomecánica de la marcha del ser humano, recibirá el mayor peso e impacto por el movimiento en la zona del calcáneo.

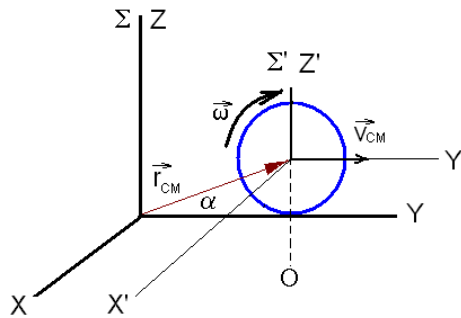
Esto debido a que al momento del contacto inicial todo el peso del paciente se concentra en esta área diseñada con forma de medio círculo.

El centro de carga de la prótesis se concentra en esta área circular, generando con esto un movimiento de rodadura (rodar), por causa de la distribución del peso del paciente sobre la circunferencia. Debido a que el círculo es una figura simétrica, pero que no cuenta con lados o caras planas,

calcular el momento de inercia que puede resistir la prótesis requiere de un cálculo un poco más complejo.

Se dice que un cuerpo rueda cuando sufre una traslación y además gira alrededor de su centro de masa.

Por ejemplo cuando un aro, cilindro, esfera, etc. Se desliza por un plano.



Sea entonces una esfera de radio R que se desliza por un plano con una velocidad angular de $\vec{\omega}$, tal que su centro de masa tiene una velocidad de traslación $\vec{v}_{CM}$, por lo que se cumplirá $\vec{v}_{CM} = R \cdot \vec{\omega}$.

Como en el caso anterior, se tomará el sistema de referencia fijo Σ y el Σ' solidario con el centro de masas. Dada la expresión obtenida anteriormente:

$$\vec{J} = \vec{J}_{CM} + m \cdot \vec{r}_{cm} \wedge \vec{v}_{cm}$$

Calculando su modulo que estará sobre el eje x , se obtendrá:

$$J = J_{CM} + m \cdot r_{CM} \cdot v_{CM} \cdot \sin \alpha$$

$$J = J_{CM} + m \cdot r_{CM} \cdot \omega \cdot R \cdot \sin \alpha$$

$$= J_{CM} + m \cdot \omega \cdot R^2 \cdot \sin \alpha$$

Pero, como $J = I \cdot \omega$, igualamos en la ecuación:

$$I \cdot \omega = I_{CM} \cdot \omega + m \cdot R^2 \cdot \omega$$

De donde podemos eliminar ω y se obtiene la expresión:

$$I = I_{CM} + m \cdot R^2$$

Que no es otra que la del teorema de Steiner, que indica que el momento de inercia con respecto de un eje que dista R del centro de masas de la esfera.

Podría ser, por ejemplo, el eje perpendicular al plano del dibujo y que pasa por el punto O .

Este eje imaginario se denomina eje instantáneo de rotación, por lo que el estudio de un movimiento de rodadura se puede efectuar desde dos puntos de vista:

- a) Una rotación alrededor del eje instantáneo móvil que pasa por O.
- b) Una traslación del cilindro según su centro de masa y una rotación alrededor de ese punto.

Teniendo esto como parámetro procedemos a considerar entonces que la inercia para un sólido rígido que gira alrededor de un eje, como su masa está distribuida de forma continua, se podrá considerar infinitas partículas.

De esta forma podemos eliminar de la expresión la doble existencia de I e I_{CM} puesto que ambas pueden ser reducidas a un mismo término, siendo ambas momentos de inercia paralelos.

Se considera una sumatoria de las expresiones y se reduce a lo siguiente:

$$\square I = \square m * r^2 = I = \int r^2 * dm$$

Resolviendo la integral se obtiene que el momento de inercia es:

$$I = m * r^2 \dots\dots\dots \mathbf{C.4}$$

Para la rotación sobre la pieza de madera de la prótesis.

De donde obtenemos:

$$I = [56\text{Kg}] * (0.025)^2 = \mathbf{0.0035\text{Kg} * \text{m}^2}$$

Podemos observar que la inercia transmitida por causa de la carga multiplicada por el área de contacto es mínima.

De donde podemos inferir que el peso del paciente en cuestión no afecta las estructuras rígidas de la prótesis, puesto que la inercia reflejada en las áreas de impacto es muy baja, gracias a la forma de la sección que se ha seleccionado para el diseño de la misma.

ANEXO C

Obtenido de: Sergio G. Blanno García, Tesis para la obtención del grado de maestría en Ingeniería Biomédica, UPAEP, A.C., Puebla, Pue.

Variables de tres especies de maderas. Valor medio y, coeficiente de variación en %

Variable	<i>Pinus pinaster</i>	<i>Pinus radiata</i>	<i>Pinus sylvestris</i>
anchura de anillos (mm)	7,0 (27,9)	4,2 (21,1)	4,8 (28,0)
humedad (%)	9,8 (4,9)	12,4 (13,5)	12,3 (8,9)
peso específico al 12 % (kg/m ³)	499 (12,6)	413 (7,0)	470 (10,6)
peso específico anhidro (kg/m ³)	466 (12,9)	381 (6,8)	440 (10,8)
densidad básica (kg/m ³)	408 (11,7)	345 (6,5)	391 (11,0)
contracción volumétrica (%)	13,8 (19,2)	10,7 (17,4)	12,3 (12,4)
coeficiente de contracción volumétrica (%)	0,39 (16,2)	0,27 (37,5)	0,40 (12,2)
punto de saturación de la pared celular (%)	35 (16,7)	51 (82,1)	31 (9,2)
higroscopicidad (kg/m ³)	3,0 (13,7)	3,0 (17,0)	2,8 (11,0)
constante de Koelher volumétrica	30 (14,3)	28 (17,0)	28 (14,4)
contracción longitudinal (%)	1,0 (83,9)	0,7 (60,3)	0,7 (86,2)
coeficiente de contracción longitudinal (%)	0,04 (87,0)	0,03 (68,9)	0,03 (73,8)
constante de Koelher longitudinal	2 (81,3)	2 (64,2)	2 (77,4)
contracción radial (%)	5,0 (23,7)	3,9 (14,3)	4,2 (25,5)
coeficiente de contracción radial (%)	0,15 (23,1)	0,08 (43,9)	0,15 (25,1)
constante de Koelher radial	11 (20,4)	10 (14,6)	10 (26,5)
contracción tangencial (%)	7,2 (20,2)	5,7 (12,6)	7,1 (18,7)
coeficiente de contracción tangencial (%)	0,20 (20,1)	0,16 (43,3)	0,22 (16,3)
constante de Koelher tangencial	16 (16,9)	15 (13,1)	16 (20,1)
humedad en base húmeda (%)	8,9 (4,4)	11,0 (12,2)	10,9 (8,1)
contracción volumétrica en base húm. (%)	12,1 (17,0)	9,6 (15,5)	10,9 (11,1)
contracción longitudinal en base húm. (%)	1,0 (82,1)	0,7 (59,8)	0,6 (85,0)
contracción radial en base húmeda (%)	4,8 (22,5)	3,7 (13,8)	4,0 (24,7)
contracción tangencial en base húmeda (%)	6,7 (18,9)	5,4 (12,0)	6,6 (17,2)

ANEXO D

FICHA TÉCNICA DEL SINTRA

SHEET DIMENSION TOLERANCES

	DIMENSIONS	TOLERANCES
WIDTH	48" or 60"	0 to .125"
LENGTH	96" or 120"	0 to .250"
DIAGONAL		±.250"

GAUGE (THICKNESS) TOLERANCES

GAUGE		TOLERANCES	
METRIC (MM)	U.S. (APPROX. IN.)	METRIC (MM)	U.S. (IN.)
1	.039	±.20	±.008
2	.078	±.20	±.008
3	.118	±.25	±.010
4	.157	±.30	±.012
5	.197	±.35	±.014
6	.236	±.40	±.016
10	.394	±.60	±.024
13	.512	±.75	±.030
19	.748	±1.05	±.041

GAUGE VS. WEIGHT AND DENSITY

GAUGE		APPROX. WEIGHT	APPARENT DENSITY	SPECIFIC GRAVITY
METRIC (MM)	U.S. (APPROX. IN.)	(LBS./FT. ²)	(LBS./FT. ³)	(G/CC)
1	.039	.144	44	0.70
2	.078	.287	44	0.70
3	.118	.429	44	0.70
4	.157	.576	44	0.70
5	.197	.722	44	0.70
6	.236	.858	44	0.70
10	.394	1.03	31	0.50
13	.512	1.34	31	0.50
19	.748	1.95	31	0.50

IMPACT RESISTANCE

AT 70° , 30° AND 0° FAHRENHEIT (ASTM D-2794, GARDNER IMPACT TESTER)

GAUGE		IMPACT RESISTANCE (INCH/POUNDS)		
METRIC (MM)	U.S. (APPROX. IN.)	70°F	30°F	0°F
1	⁵ / ₁₂₈	1	<0.5	<0.5
2	⁵ / ₆₄	2	1	<0.5
3	¹ / ₈	5	3	2
4	⁵ / ₃₂	7	5	3
5	³ / ₁₆	15	13	12
6	¹ / ₄	28	22	16
10	³ / ₈	160+	120	105
13	¹ / ₂	160+	160+	140

ANEXO E

Obtenido de: Sergio G. Blanno García, Tesis para la obtención del grado de maestría en Ingeniería Biomédica, UPAEP, A.C., Puebla, Pue.

CARACTERÍSTICAS DEL DURALUMINIO

El duraluminio es un metal plateado muy ligero. Su masa atómica es 26,9815; tiene un punto de fusión aleado de 660 °C, un punto de ebullición de 2467 °C y una densidad relativa de 2,7. Es un metal muy electropositivo (elementos químicos cuyos átomos ceden con facilidad electrones y adquieren, por tanto, carga positiva) y muy reactivo. En un medio oxidante, en particular en el aire, se cubre de una densa película de óxido que lo protege contra la corrosión. Por esta razón, los materiales hechos de aluminio no se oxidan.

El metal reduce muchos compuestos metálicos a sus metales básicos. Por ejemplo, al calentar termita (una mezcla de óxido de hierro y aluminio en polvo), el aluminio extrae rápidamente el oxígeno del óxido; el calor de la reacción es suficiente para fundir el hierro. Este fenómeno se usa en el proceso Goldschmidt o Termita para soldar hierro. El óxido de aluminio es anfótero, es decir, presenta a la vez propiedades ácidas y básicas. El cloruro de aluminio anhidro es importante en la industria petrolífera. También podríamos agregar que, el aluminio. Posee una alta conductibilidad eléctrica y térmica.

El aluminio es resistente a la acción de los ácidos nítrico y orgánicos. Para aumentar su resistencia mecánica y sus cualidades de fundición es aleado con otros metales. Entre los compuestos más importantes del aluminio están el óxido, el hidróxido, el sulfato y el sulfato mixto. Entre las aleaciones del aluminio tienen la mayor importancia el duraluminio y los alpaxes. Además del aluminio, forman parte del duraluminio de 3.4 a 4% de Cu, 0.5% de Mg, se admiten no más de 0.8% de Fe y 0.8% de Si El duraluminio se deforma bien y por sus propiedades mecánicas es próximo a algunos surtidos del

acero, aunque es 2.7 veces más ligero que este metal (la densidad del duraluminio es de 2.85 g/cm³).

Las propiedades mecánicas de esta aleación se mejoran después de su tratamiento térmico y deformación en estado frío. La resistencia a la rotura se eleva de entre 15 y 22 Kgf/mm² a 36-42 Kgf/mm² y la dureza aumenta de 50-60 Kgf/mm² a 90-100 Kgf/mm². Con ello el alargamiento permanente de la aleación casi no varía y queda bastante alto (de 18 a 24%).

Los alpaxes son las aleaciones de fundería del aluminio con silicio. Poseen buenas cualidades de fundería y propiedades mecánicas. Puesto que el aluminio tiene gran afinidad química con el oxígeno, él se emplea en la metalurgia como oxidante, así como para obtener los metales difícilmente reducibles (calcio, litio, y otros) valiéndose del así llamado procedimiento aluminotérmico. Muchas gemas (el rubí y el zafiro, por ejemplo) consisten principalmente en óxido de aluminio cristalino.

ANEXO F

Xalapa, Veracruz.
Lunes 21 de Septiembre de 2009

Atención:

Profra. Zita Pazzi Maza – Directora del DIF Estatal.

Por este medio me permito saludarle cordialmente, haciendo extensivo a Usted mi admiración y respeto por la siempre loable labor que desempeña. Aprovecho también a solicitar su apoyo para poder llevar a cabo la metodología de pruebas de funcionalidad del proyecto llamado:

“Construcción de prótesis mecánica de pierna a nivel transtibial para las necesidades básicas de ambulación con bajo costo de producción”

El desarrollo del protocolo de pruebas consistiría en:

- Prueba de funcionalidad en paciente(s) dentro de las instalaciones del CREE-DIF Estatal; de la prótesis propuesta y desarrollada en la UPAEP.
- Estudio de la adaptabilidad paciente-prótesis.
- Estudio de los resultados y plan de mejora del diseño de la prótesis transtibial.

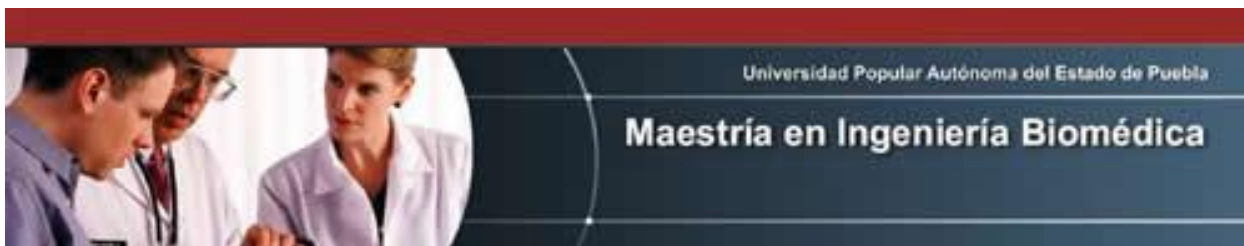
Anexo a este escrito se presenta el protocolo registro de proyectos de investigación UPAEP, que se encuentra en desarrollo para el sustento de la obtención del grado de Maestría, del sustentante Ing. Sergio Gabriel Blanno García.

Sin más que agradecer de antemano la atención y apoyo brindado, se despide de Usted su atento servidor.

C.C.P:

Dr. David Rodríguez Leyva – Subdirección de Servicios Asistenciales

Dra. Flora Estela Fuentes López – Coordinación del Centro de Rehabilitación y Educación Especial



Centro Interdisciplinario de Posgrados

Investigación y Consultoría



REGISTRO DE PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN

Título del proyecto:

**CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS MECÁNICA DE PIERNA A NIVEL
TANSTIBIAL PARA LAS NECESIDADES BÁSICAS DE AMBULACIÓN CON
BAJO COSTO DE PRODUCCIÓN**

Estudiantes: **1 Ing. Sergio Gabriel Blanno García**
 2 Med. Rafael Ventura Rangel Malo

1 CVU 250934
2 CVU 292163

1 Matrícula: 19900035
2 Matrícula: 19900052

Director: Dr. Manuel González Pérez

**SOLICITUD DE APOYO A PROYECTOS
DE INVESTIGACIÓN Y DESARROLLO**

ÍNDICE

- Datos generales
- Protocolo del proyecto
- Registro de participantes

DATOS GENERALES DEL PROYECTO

NO LLENAR ESTE ESPACIO

Proyecto # :	30108-113
--------------	-----------

FECHA: 11/09/09

Centro,
Departamento o
Instituto

VICERRECTORÍA DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN. DOCTORADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

Responsable :

Nombre:	Sergio Gabriel Blanno García
---------	------------------------------

Teléfono :	Cel. 2221 63 34 89 Casa (272) 7 24 46 36
------------	--

e-mail :	sergio_blanno@yahoo.com
----------	--

Representante
ante el Comité
de Investigación

DR. MANUEL GONZÁLEZ PÉREZ

Título del
proyecto :

Construcción de prótesis mecánica de pierna a nivel transtibial para las necesidades básicas de ambulación con bajo costo de producción

Área de conocimiento: (Criterio ANUIES)

- | | |
|--|-------------------------------------|
| 1. Ciencias agropecuarias | ☐ |
| 2. Ciencias naturales y exactas | ☐ |
| 3. Ciencias de la salud | ☒ |
| 4. Ciencias sociales y administrativas | ☐ |
| 5. Educación y humanidades | ☐ |
| 6. Ingeniería y tecnología | ☒ |

Disciplina(s):

Administración de Empresas	☐	Mercadotecnia	☐
Administración de Instituciones	☐	Relaciones Internacionales	☐
Administración Financiera	☐	Filosofía	☐
Contaduría y Alta Dirección	☐	Psicología	☐
Gastronomía	☐	Pedagogía	☐
Arquitectura	☐	Ingeniería Civil	☐
Diseño Gráfico	☒	Ingeniería Química	☒
Ciencias de la Comunicación	☐	Ingeniería en Agronomía	☐
Diseño y Producción Publicitaria	☐	Ingeniería Ambiental	☐
Periodismo	☐	Ingeniería Mecatrónica	☒
Medicina	☒	Ingeniería Biónica	☒
Odontología	☐	Ingeniería Electrónica	☐
Enfermería	☐	Ingeniería Industrial	☐
Ciencias Políticas	☐	Tecnologías de Información	☐
Comercio Internacional	☐	Ingeniería en Manufactura de Autopartes	☐
Derecho	☐	Ingeniería en Computación y	☐
Economía	☐	Sistemas	☐
Otra ☒	Especificar: INGENIERÍA BIOMÉDICA		
	Especialidad : 1) INSTRUMENTACIÓN MÉDICA		
	2) BIOINGENIERÍA HUMANA		

PROTOCOLO DEL PROYECTO

Antecedentes y justificación (máximo 2 hojas):

Antecedentes

Desde el inicio de la civilización humana, el ser humano ha sufrido enfermedades y lesiones, las cuales en algunos casos dejan secuelas graves en las personas que las sufren, llevando de esta manera a la amputación de un miembro o varios.

Desde que se comienza a presentar el fenómeno de la amputación de miembros, se comienza a pensar cómo recuperar o sustituir el miembro perdido, los registros de la historia nos indican que en México se cuenta con un registro de inducción a la tecnología protésica iniciando en la década de los 40's, con la llegada de prótesis extranjeras a México y el inicio de implantación de prótesis en personas con amputaciones para la rehabilitación de las capacidades perdidas.

En la actualidad hay empresas e instituciones de gobierno que se dedican a la compra, fabricación y distribución de prótesis, un ejemplo claro de esto es el DIF en Puebla, Pue.. Esta institución provee a los pacientes previamente evaluados y aprobados físicamente, de las prótesis que necesiten para la rehabilitación de una función motriz perdida, ya sea de brazo o pierna. En México hay actualmente más de 106 millones de habitantes, de los cuales aproximadamente un 3% del total ha sufrido una amputación, de ese 3% del total de amputados un 70% está relacionado con la Diabetes Mellitus (INEGI, Junio del 2008).

Estos datos estadísticos no pueden considerarse veraces ya que muchas personas que han sufrido amputaciones no aparecen a la luz pública y dejan de realizar las actividades laborales, de diversión y de integración con la sociedad. De igual forma, el amputado deja de acudir a las instituciones de salud nacionales, esto deriva en una dificultad para tener datos veraces de los pacientes.

Las amputaciones se presentan en las personas de todas las edades, raza, sexo y condición social.

Sin embargo es una constante que en las edades productivas (15 a 60 años) se presenten más amputaciones en las personas.

La necesidad de reintegrarse a la sociedad y a la vida laboral de los pacientes con este padecimiento, es grande, por lo que buscan obtener una prótesis. Desgraciadamente la mayoría de las prótesis se adquieren a costos monetarios elevados, puesto que una prótesis de pierna mecánica para amputado por arriba de la rodilla cuesta entre \$35,000 y \$70,000 M.N, o más. Mientras que una prótesis Mioelectromecánica cuesta en México entre \$200,000 y \$500,000 M.N, o más.

La prótesis Mecánica es un dispositivo cuyo objetivo es emular al miembro amputado y cuya construcción involucra dispositivos mecánicos simples, no consume energía eléctrica por lo que se dice que es también una prótesis pasiva.

La prótesis Mioelectromecánica es un dispositivo cuyo objetivo es emular al miembro amputado y cuya construcción involucra dispositivos mecánicos, electrónicos y eléctricos, como lo que son sensores, microprocesadores, pistones y engranes. Los fabricantes de prótesis alegan que esta combinación de tecnología hace más eficientes a las prótesis.

Las prótesis Mioelectromecánicas son lo más avanzado que se puede encontrar en el mercado actual, pero sus costos elevados las hacen difíciles de adquirir. En la presente investigación se propone que con la construcción de una prótesis de pierna mecánica, se pueda crear una prótesis tan eficiente como las Mioelectromecánicas, pero bajando costos de producción al grado que se pueda regalar dicha prótesis en los centros e instituciones de salud nacionales por medio de donaciones.

Justificación

Conveniencia. Es conveniente esta investigación debido a que de esta forma se puede comprobar que una prótesis mecánica puede ser lo suficientemente económica para la sustitución de un miembro pélvico; y además, puede servir para el entrenamiento y rehabilitación de la marcha eficiente de un paciente siguiendo bases biomecánicas.

Relevancia social. La transcendencia social y práctica consiste en que se podrán fabricar en serie y distribuir prótesis accesibles para resolver la

situación actual y calidad de vida de pacientes amputados. Y de esta forma, llegar a cada paciente que vive esta realidad otorgándole en un tiempo corto un dispositivo que cubra con las necesidades prácticas de ambulación o de marcha que requiere, para que a largo plazo con base en este estudio se mejore la tecnología.

Valor teórico. Debido a que este estudio es de carácter experimental, involucra distintas áreas del conocimiento generando y favoreciendo interacciones entre éstas. Las áreas que conciernen principalmente son: Medicina, Rehabilitación e Ingeniería Mecatrónica, en particular el componente mecánico de la misma.

Utilidad metodológica. Se pretende desarrollar un sistema de estudio útil para la creación de líneas de investigación aplicables a la mecánica de la prótesis en cuestión.

Objetivo Principal:

Diseñar y construir, con un enfoque multidisciplinario, una prótesis de pierna mecánica que cumpla con las necesidades básicas y prácticas de ambulación de un individuo a un bajo costo de producción que permita su donación.

Objetivos específicos del proyecto:

- a) Analizar con bases bibliográficas la mecánica de prótesis comerciales y la biomecánica de la marcha.
- b) Obtener la secuencia indispensable de movimiento real en un individuo durante la ambulación aplicada al miembro inferior.
- c) Generar un análisis de las fallas mecánicas en las prótesis conocidas en el mercado.
- d) Realizar un estudio del desempeño de prótesis conocidas.

- e) Hacer un análisis bibliográfico comparativo de diversos materiales para fabricación de la prótesis.
- f) Realizar una relación combinatoria de materiales para uso protésico.
- g) Establecer una relación mecánica útil para la aplicación de componentes en la prótesis.
- h) Diseñar el despiece y construcción de componentes protésicos del miembro inferior.
- i) Adquirir valores antropométricos del paciente.
- j) Desarrollar un prototipo base para pruebas de funcionalidad.
- k) Analizar posibles mejoras del prototipo base para generar adaptaciones pertinentes.
- l) Generar un estudio comparativo entre los diversos prototipos obtenidos una vez implementados en el paciente.

¿El proyecto es un proyecto completo o es SUBPROYECTO de uno general?

Es un proyecto completo del cual pueden surgir estudios posteriores.

Explicar:

El presente trabajo es una investigación que comprende diversas características incluidas la obtención de conocimiento teórico que fundamente una aplicación práctica obtenida a partir de experimentación en pacientes que conlleven puntos a definir teóricamente para la utilización de la prótesis individualizada.

- Duración estimada de este proyecto meses
- Marcar en el recuadro el pronóstico del alcance del proyecto

Divulgación

Aplicación concreta en la UPAEP o en alguna institución.

Ventas de servicio o tecnología

☐
☐
☐

Publicación en revista arbitrada.	☒
Publicación en memoria de congreso.	☐
Publicación como libro o como capítulo de libro.	☐
Patente	☒

Otra ☐ Explicar

Infraestructura disponible :

La infraestructura requerida con la que se cuenta es con los laboratorios de Apple, que se encuentran en el CETEC; los laboratorios de robótica, de mecánica y biomedicina, ubicados en el CESAT, y laboratorio de informática médica ubicado en los laboratorios Universitarios UPAEP. Set de video de la Universidad Idea Siglo XXI.

Herramientas y equipo con que se cuentan en los laboratorios:

Editor de video e imagen

Herramientas de transformación y ensamblado de robótica

Minitaladros

Metrología electrónica

Herramientas de maquinado, de desbaste

Torno

Fresadora

Esmeriles

Sierras

Sistema de recepción de señales humanas

Biopack.

Calendario de actividades: (Primer trimestre). (Incluir descripción del equipo y materiales que se deban adquirir)

En este primer trimestre, se hará un análisis exhaustivo de fuentes de información acerca de la mecánica de las prótesis de miembro inferior, así como de la biomecánica de la marcha.

De esta manera, se buscará adicionalmente la obtención de la secuencia indispensable de movimientos reales en un individuo durante la mecánica de la marcha aplicada al miembro inferior por medio de tomas de video en distintos ángulos y posiciones para que a partir de un análisis de la marcha normal, se pueda generar un análisis de las fallas mecánicas de las prótesis conocidas en el mercado; y así, realizar un estudio del desempeño de prótesis conocidas en pacientes a través de testimonios.

Material requerido

Blue screen (pantalla de 4 x 2 m. color azul para los efectos en la edición y análisis de la marcha)

Videotapes para cámara de video digital

Caja de CD-DVD RW

Calendario de actividades: (Segundo trimestre). (Incluir descripción de equipo y materiales que se deban adquirir)

En este periodo de tiempo se realizará la relación combinatoria de materiales posibles para su uso; se establecerá el diseño del despiece y construcción de componentes de la prótesis con respecto al dimensionamiento requerido para la implementación en un paciente, de tal forma que se tomarán medidas antropométricas del individuo en cuestión.

Material requerido

1Cinta métrica

1Goniómetro

1Báscula

2 juegos de escuadras

1Dinamómetro

1Durómetro

1Penetrómetro

5kg de resinas poliméricas

2kg de fibra de vidrio

500ml de catalizadores para proceso con polímeros

2 tramos de 6 m.de tubo de aluminio

1x1m de lingote de aluminio

1x1m. calibre 40 de lámina de aluminio

Madera (tubular, triplay, etc. 1x1m calibre media pulgada)

2kg Esponja de nylon
100 Vendas de 10cm
15kg de yeso
2kg de plástico de silicón
10kg de carga arenosa
1lt. de colorante
500 gr. de desmoldante
Juego de 4 espátulas
2 Limatones
2 Martillos
2 Cinceles
4 Recipientes para mezcla
5kg Espumas poliméricas
5x1m de lámina poliéster
5kg Caucho
1kg Tornillos de grado, tuercas de grado y rondanas de presión.
Brocas de distintos calibres, machuelos.
1kg Piezas de sujeción (abrazaderas, cuñas, etc.)
Otros materiales por pieza para identificar patrones mecánicos.

Calendario de actividades: (Tercer trimestre). (Incluir descripción de equipo y materiales que se deban adquirir)

En esta etapa se desarrollarán un prototipo base para realizar pruebas de funcionalidad en un paciente que nos permitirá entender el funcionamiento y efectos de la prótesis, así como su adaptabilidad. De estos resultados se analizarán las modificaciones pertinentes para la realización de prototipos que incluyan las mejoras consideradas para la consecución del paso anterior para lograr la comodidad y uso óptimos en un último trimestre.

Material requerido

Se utilizarán los materiales antes mencionados en el trimestre previo; se desconocen las cantidades requeridas por cada prototipo de prueba.

Calendario de actividades: (Cuarto trimestre). (Incluir descripción de equipo y materiales que se deban adquirir)

Dentro de esta etapa del desarrollo del proyecto, se llegará a la implementación de los prototipos de prótesis en el paciente para definir de cada uno su alcance práctico tanto en mecánica como en la adaptación y desempeño en el paciente. Se realizará una comparación de cada una de las pruebas y se seleccionará el mejor prototipo.

De igual forma, se definirá si es posible su uso en pacientes amputados con una enfermedad de base como la complicación crónica conocida como “pie diabético” de la Diabetes Mellitus.

Material requerido

El necesario para la adaptación paciente-prótesis.

DATOS GENERALES DE LOS PARTICIPANTES

Responsable Dr. Manuel González Pérez (TUTOR)
 Dependencia CIP
 Status : Tiempo completo ☒ Medio tiempo ☐
Número de horas que se estima dedicará a la conclusión del proyecto 120

Participante : Dr. Rafael Ventura Rangel González
 Dependencia CIP
 Status : T.C. o ☐ T.C. ☒ T.P. ☐ Sol. ☐ Est. ☐
Número de horas que se estima dedicará a la conclusión del proyecto 120

Participante : Ing. Sergio Gabriel Blanno García
 Dependencia Alumno de la Maestría en Ingeniería Biomédica
 Status : T.C. o ☐ T.P. ☐ Sol. ☐ Est. ☒
Número de horas que se estima dedicará a la conclusión del proyecto 400

Participante : Med. Rafael Ventura Rangel Malo
 Dependencia Alumno de la Maestría en Ingeniería Biomédica
 Status : T.C. o ☐ T.P. ☐ Sol. ☐ Est. ☒
Número de horas que se estima dedicará a la conclusión del proyecto 400

ANEXO G

Obtenido de: Sergio G. Blanno García, Tesis para la obtención del grado de maestría en Ingeniería Biomédica, UPAEP, A.C., Puebla, Pue.

ESTÉTICA DE LA PROTESIS, Espuma de poliuretano

Para resolver esta situación se experimentó con espuma de poliuretano, la cual es un material que requiere inyectarse de manera similar al plástico.

La espuma de poliuretano es un material plástico poroso formado por una agregación de burbujas, conocido también por los nombres coloquiales de “Esponja de hule” y “Hule espuma”. Se forma básicamente por la reacción química de dos compuestos, un poliol y un isocianato, aunque su formulación necesita y admite múltiples variantes y aditivos. Dicha reacción libera dióxido de carbono, gas que va formando las burbujas.

Básicamente, y según el sistema de fabricación, se pueden dividir los tipos de espumas de poliuretano en dos tipos:

Espumas en caliente: son las espumas que liberan calor durante su reacción, fabricadas en piezas de gran tamaño, destinadas a ser cortadas posteriormente. Se fabrican en un proceso continuo, mediante un dispositivo llamado espumadora, que básicamente es la unión de varias máquinas, de las cuales la primera es un mezclador, que aporta y mezcla los diferentes compuestos de la mezcla; la segunda es un sistema de cintas sin fin, que arrastra la espuma durante su crecimiento, limitando su crecimiento para darle al bloque la forma deseada; y la parte final de la espumadora es un dispositivo de corte, para cortar el bloque a la longitud deseada. Generalmente son las más baratas, las más utilizadas y conocidas por el público.

Espumas en frío: son aquellas que apenas liberan calor en la reacción, se utilizan para crear piezas a partir de moldes; como rellenos de otros artículos; como aislantes, etc. Se fabrican mediante una espumadora sencilla, que consiste en un dispositivo mezclador. Normalmente suelen ser

de mayor calidad y duración que las espumas en caliente, aunque su coste es bastante mayor.

Características y usos

La espuma de poliuretano es un material muy versátil ya que, según los aditivos y los sistemas de fabricación utilizados, se pueden conseguir características muy distintas y espumas destinadas a usos muy diferentes. Desde los bien conocidos bloques de espuma elástica para colchones hasta espumas casi rígidas para juguetería, automoción o calzados.

Para comparar las distintas espumas se suele utilizar mucho la densidad, pero sólo sirve como elemento comparativo cuando se habla de espumas con la misma composición, ya que distintas fórmulas dan características diferentes. En unas espumas se busca la mayor duración posible, en otras el precio más económico, en otras la transpirabilidad, la capacidad aislante, la facilidad de perfilar o dar forma, la ligereza, etc. La espuma de poliuretano (o gomaespuma) tiene múltiples usos en el mundo actual. Algunos de ellos son:

En colchones como relleno principal o como integrante de los acolchados

En muebles en asientos de sofás y sillas, relleno de acolchados, etc.

En la construcción, como aislante térmico o como relleno

En automoción como elemento principal de salpicaderos, asientos, etc.

En muchos artículos más como juguetes, prendas de vestir, esponjas, calzados, almohadas, cojines, envases y en general todo tipo de acolchados o rellenos.